



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

**OBRÁBĚNÍ MATERIÁLŮ PRO SPECIFICKÉ DENTÁLNÍ
APLIKACE**

MACHINING OF MATERIALS FOR SPECIFIC DENTAL APPLICATIONS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Martin Těšík

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

BRNO 2019

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav strojírenské technologie
Student: **Bc. Martin Těšík**
Studijní program: Strojní inženýrství
Studijní obor: Strojírenská technologie
Vedoucí práce: **prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.**
Akademický rok: 2018/19

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:

Obrábění materiálů pro specifické dentální aplikace

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce se zabývá rozdělením těžkoobrobitelných materiálů, příčinami jejich zhoršené obrobitelnosti, návrhem experimentálních zkoušek, opotřebením břitů, jejich vyhodnocením.

Cíle diplomové práce:

- Teoretický rozbor problému.
- Návrh experimentálních zkoušek.
- Realizace experimentů, jejich statistické vyhodnocení.

Seznam doporučené literatury:

HUMÁR, A. Materiály pro řezné nástroje. Praha. MM publishing s. r.o. 2008. ISBN 978-80-254-2250-2.

KOCMAN, K. a PROKOP, J. Technologie obrábění. 2. vyd. Brno. Akademické nakladatelství CERM s.r.o., 2005. ISBN 80-214-3068-0.

FOREJT, M., PÍŠKA, M. Teorie obrábění, tváření a nástroje. Brno. Akademické nakladatelství CERM s.r.o., 2006. ISBN 80-214-2374-9.

Příručka obrábění - Kniha pro praktiky. Přel. M. Kudela. AB SANDVIK COROMANT - SANDVIK CZ s.r.o. Praha. Scientia, s. r. o. 1997. ISBN 91-97 22 99-4-6. Přel. z: Modern Metal Cutting - A Practical Handbook.

PÍŠKA, M., POLZER, A. Wear of coated solid carbide end mills when machining of hardened steels in dry conditions. In: Proceedings of the 3rd International Tools Conference, ITC 2003. UTB Zlín, Fakulta technologická, Ústav výrobního inženýrství, 21.-22.5.2003. ISBN 80-7318-135-56

SHAW, M. C. Metal Cutting Principles. Oxford University Press, 2nd ed., 2005. p. 651. ISBN 0-19-514206-3.

BARÁNEK, I. Rezné materiály pre rýchlostné, tvrdé a suché obrábanie. TU Alexandra Dubčeka v Trenčíne, 1.vyd., Slovensko, Trenčin, s. 112. ISBN 80-8075-013-0.

BARÁNEK, I., ŠANDORA, J. Výroba vybraných súčiastok špeciálnej techniky. TnUAD, Trenčín, 2004 s. 212. ISBN 80-8075-013-0.

MARINESCU, I. D. et al. Tribology of abrasive machining processes. 1st ed. William Andrew, Norwich, 2004. p. 724. ISBN 0-8155-1490-5.

LEYENS, CH., PETERS, M. Titanium and Titanium Alloys. Fundamentals and Applications. 2nd ed., Willet-VCH, Koln, 2005. p. 513. ISBN 3-527-30534-3.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19.

V Brně, dne 25. 10. 2018



prof. Ing. Miroslav Piška, CSc.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Tato diplomová práce je zaměřená na dentální materiály používané v protetickém lékařství. V úvodní části je shrnuta nejdůležitější vlastnost, která je biokompatibilita. Dále obnáší rozdělení používaných materiálů na titanové slitiny a oxidové keramiky, jejich popis a úskalí při obrábění. V závěrečné části se věnuje popisu procesu, který probíhá při výrobě nové zubní korunky od prvního příchodu pacienta až po odchodu s finálním výrobkem. V práci taktéž probíhá srovnání ekonomičnosti výroby zubní korunky pomocí frézování a 3D tisku pro budoucí výrobní proces.

KLÍČOVÁ SLOVA

Biokompatibilita, zubní náhrada, zubní implantát, titanová slitina, Ti6Al4V, zubní materiály

ABSTRACT

This diploma thesis is focused on dental materials used in prosthetic medicine. In the introduction, the most important characteristic of dental materials is summarised, which is biocompatibility. Further it contains distribution of nowadays used dental materials, which are oxidic ceramics and titanium alloys. It describes pitfalls of machining of those materials. Final part is devoted to process of the production of the new dental crown, from the first arrival of the patient to the machining of final product. The thesis also compares the economics of dental crown production using milling and 3D printing.

KEYWORDS

Biocompatibility, tooth replacement, tooth implant, titanium alloy, Ti6Al4V, dental materials

TĚŠÍK, Martin *Obrábění materiálů pro specifické dentální aplikace*: diplomová práce. V Brně: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie, 2019. s. Vedoucí práce byl prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Obrábění materiálů pro specifické dentální aplikace“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně

.....

Martin Těšík

Poděkování

Chtěl bych tímto poděkovat prof. Ing. Miroslavu Píškovi za odborné vedení, dozor, pomoc a rady k této diplomové práci. Dále bych chtěl poděkovat firmě BELdental, s.r.o a především Mgr. Jiřímu Bělovi za veškerou pomoc při vypracování experimentální části.

V neposlední řadě patří zvláštní poděkování mým rodičům za jejich podporu v průběhu mého celého studia a mé přítelkyni za podporu v krušných chvílích.

OBSAH

Úvod	1
1 Protetické materiály	3
1.1 Biomateriály	3
1.1.1 Testování biokompatibility materiálů	3
1.1.2 Biotolerantní materiály	4
1.1.3 Bioinertní materiály	5
1.1.4 Bioaktivní materiály	6
1.2 Protetické materiály	6
1.2.1 Vlastnosti protetických materiálů	6
1.3 Schéma částí dentální náhrady	9
1.3.1 Implantát	9
1.3.2 Nástavba	10
1.3.3 Šroub	10
1.3.4 Korunka	11
1.3.5 Zubní můstek	11
2 Titanové materiály používané při výrobě zubní náhrady	12
2.1 Titan	12
2.1.1 Povrchové úpravy titanu pro dentální implantáty	13
2.2 Nanostrukturní titan	16
2.3 Obrábění titanu a jeho slitin	17
2.3.1 Soustružení titanových slitin	18
2.3.2 Frézování titanových slitin	19
2.3.3 Řezná rychlost	19
2.3.4 Snížení radiální hloubky řezu	21
2.3.5 Jakost obrobeného povrchu	22
3 Keramické materiály v dentálním průmyslu	23
3.1 Typy keramik v dentálním průmyslu	24
3.1.1 Keramika lisovaná za tepla	24
3.1.2 Slinovaná keramika	25
3.1.3 Zirkonová keramika	25
3.2 Obrábění keramických materiálů	26
3.2.1 Obrábění laserem	27
3.2.2 Obrábění broušením	29
3.2.3 Obrábění frézováním	33

3.2.4	Opotřebení břitů	34
4	Výroba zubní náhrady	36
4.1	3D Skenování	37
4.2	Modelace zubní korunky	37
4.3	Výroba korunky pomocí broušení	38
4.3.1	Obráběcí stroj	38
4.3.2	VITA ENAMIC	40
4.3.3	Workflow	42
4.3.4	Výroba korunky 3D tiskem	45
4.4	Srovnání přesnosti výroby obráběním a 3D tiskem	48
4.5	Porovnání ekonomičnosti výroby obráběním a 3D tiskem.	48
4.5.1	Ekonomické zhodnocení výroby	50
4.5.2	Přesnost výroby	51
4.5.3	Diskuze	51
5	Závěr	53
	Literatura	

ÚVOD

Dnešní moderní doba je z velké míry zaměřena na vzhled a s trendem úspěšného člověka se čím dál více pojí i jeho vizáž. Neodmyslitelně k tomu patří i chrup, který na první pohled zaujme. Proto je cílem, aby byl co nejrovnější, stejného odstínu, bez viditelných skvrn, kazů, nečistot, či dokonce chybějících zubů. K tomu je potřeba správná a pravidelná dentální hygiena – čištění, jeho technika, použití mezizubního kartáčku, dentální niti a ústní vody, pravidelných návštěv zubaře a vyvarování se nadměrné konzumace kávy, černého čaje či sladkostí, kouření či žvýkání tabáku.

Nedodržování náležité péče o zuby a špatné dodržování životosprávy spěje ke vzniku různých onemocnění jako např. caries (zubní kaz), odhalené zubní krčky nebo různé záněty. Při závažných onemocněních či úrazech může dojít až ke paradentóze, fraktuře zubu či jeho naprosté ztrátě. V tuto chvíli je namístě návštěva zubního lékaře se zaměřením na protetické lékařství, který navrhne následnou léčbu pacienta a obnovu původního chrupu či dokonce jeho estetické vylepšení. V dnešní době si dobrý lékař poradí s jakýmkoliv úrazem a neměl by mít problém vyměnit či zdokonalit naprosto celý chrup.

Nová zubní náhrada se účastní na obnově nebo zlepšení funkce estetiky, řeči a hlavně v oblastech příjmu a iniciálního zpracování potravy, s čímž se pojí vhodné mechanické vlastnosti jako dostatečná tvrdost, pevnost, odolnost vůči abrazi a únava materiálu. Dále fyzikální vlastnosti – především optické, tepelné vlastnosti a charakteristika povrchů a chemické vlastnosti, do kterých se řadí rozpustnost, koroze a eroze.

Aby mohl implantát správně plnit svou funkci a nezpůsoboval otoky, záněty, infekce či jiné nežádoucí reakce v ústech, hraje velmi výraznou roli volba materiálu a jeho biokompatibilita.

V neposlední řadě již zmíněná estetičnost, kdy je cílem vyrobit zubní náhradu s takovou věcností, že ji pozorovatel nebude schopen odlišit od původního chrupu. Vývoj materiálů v protetickém lékařství zažívá ohromný rozmach a s tím se pojí i různá úskalí při jeho obrábění, která je nutno řešit. Od 90. let 20. století se začaly používat slitiny titanu, které jsou mezi kovovými materiály nejbiokompatibilnější s dostatečnými mechanickými a únavovými vlastnostmi. Nejvíce používanou slitinou je Ti6Al4V. Při obrábění titanových slitin vznikají kolem ostří rezného nástroje vysoké teploty a tlaky, což je způsobeno nízkou tepelnou vodivostí a vysokou chemickou afinitou titanu, a proto je třeba dbát na průběh a podmínky samotného obrábění.

Nově se používají také keramické materiály, převážně oxidové keramiky a to hlavně v případě, že pacient vykáže jakoukoliv formu alergie na titanové slitiny. Keramické materiály se řadí mezi těžkoobrobitelné a obrábějí se především do-

končovacími metodami. Je možno je obrábět jak v surovém stavu, tak ve stavu po slinování. V experimentální části byla porovnána ekonomičnost výroby zubní korunky pomocí frézování z oxidové keramiky a 3D tisku z fotopolymeru.

1 PROTETICKÉ MATERIÁLY

1.1 Biomateriály

Biomateriály se definují jako uměle připravené nebo přírodní cizorodé materiály v těle hostitele, které svou přítomností nemají negativní dopady na okolní živé tkáně a jejich hlavním účelem je léčebná funkce. Ta může obnášet upravení, zlepšení nebo nahrazení části systému nebo funkce v organismu. Tato vlastnost se nazývá biokompatibilita. V praxi se často zaměňuje biomateriál, synteticky vyrobený materiál, s biologickým materiálem, který vzniká činností biologického systému např. organismu člověka. Věda o biomateriálech dnes představuje široký vědní obor, který spojuje poznatky z buněčné a molekulární biologie, fyziologie, biochemie, materiálové chemie, nanotechnologie, fyziky a medicíny [1].

Hlavní požadavky na biomateriál jsou kromě požadovaných chemických a mechanicko-fyzikálních vlastností taktéž nekarcinogenost, netoxicita, chemická stabilita, odolnost vůči korozi a většinou taktéž odolnost vůči opotřebení. V případě nesplnění daných požadavků cizí materiál začne přenášet své částice do okolí a tělo implantát odmítá. Pokud je implantát přijmut, dochází k obalení náhrady chrupavčitou hmotou, což vede k požadované neschopnosti sdílet své částice s tělem [1][3].

Dle reakce kostní nebo jiné tkáně rozdělujeme používané biomateriály do 3 skupin na biotolerantní, bioinertní a bioaktivní. Ideální materiál pro náhrady je bioinertní, ale vhodné jsou i materiály bioaktivní, které zaručují pevné spojení mezi implantátem a tkání.



Obr. 1.1: Implantát kyčle je příkladem aplikace biomateriálů (převzato z [2]).

1.1.1 Testování biokompatibility materiálů

Testy biokompatibility jednotlivých materiálů zahrnují zjištění chemických a fyzikálních vlastností včetně zkoumání např. hustoty, pórovitosti, produktů degradace apod. Pomocí údajů z výsledků testů již lze odhadnout odezvu živé tkáně. Díky tomu, že lidské tělo je komplikovaný organický systém, ale na tyto počáteční kroky nelze spoléhat a je třeba provést screeningové testy „*in vitro*“ – v umělých podmínkách laboratoře a „*in vivo*“ – v živém organismu. Smyslem těchto testů je

důkladné pochopení interakcí mezi cizím materiálem a živou tkání. Testy se dělí na zkoušky cytotoxicity, mutagenity, genotoxicity a hemokompability [4].

- *Test cytotoxicity* – schopnost materiálu ničit nebo poškozovat živé buňky jejich přímou lýzou (rozpadem) nebo fatální změnou buněčného metabolismu [5].
- *Test mutagenity* – schopnost materiálu způsobovat mutace a měnit genetickou informaci.
- *Test genotoxicity* – test karcinogenity materiálu.
- *Test hemokompability* – hodnocení účinku materiálu na krevní srážlivost, vznik trombů a hemolýzu (rozpad červených krvinek). Poškození krve nebo některé z jejích složek mívá většinou fatální následky [6].

Testy „in vivo“ jsou prováděny nejprve na zvířatech, u kterých se hodnotí vzájemné působení mezi živou tkání a testovaným materiálem. Nedostatkem těchto testů je ovlivnění proměnnými jako např. pohlaví, věk, strava a aktivita. Stejně tak žádný zvířecí model přesně neodpovídá lidskému tělu.

Následně se přistupuje ke zjišťování negativních účinků pomocí klinické studie, kdy lékař pozoruje chování cizorodého materiálu přímo v ústní dutině pacienta v dlouhodobém časovém období. Tyto experimentální studie bývají dobrovolné a pacient může kdykoliv odstoupit. Výsledkem je finální hodnocení biokompability použitého materiálu a jeho uvedení v praxi.

1.1.2 Biotolerantní materiály

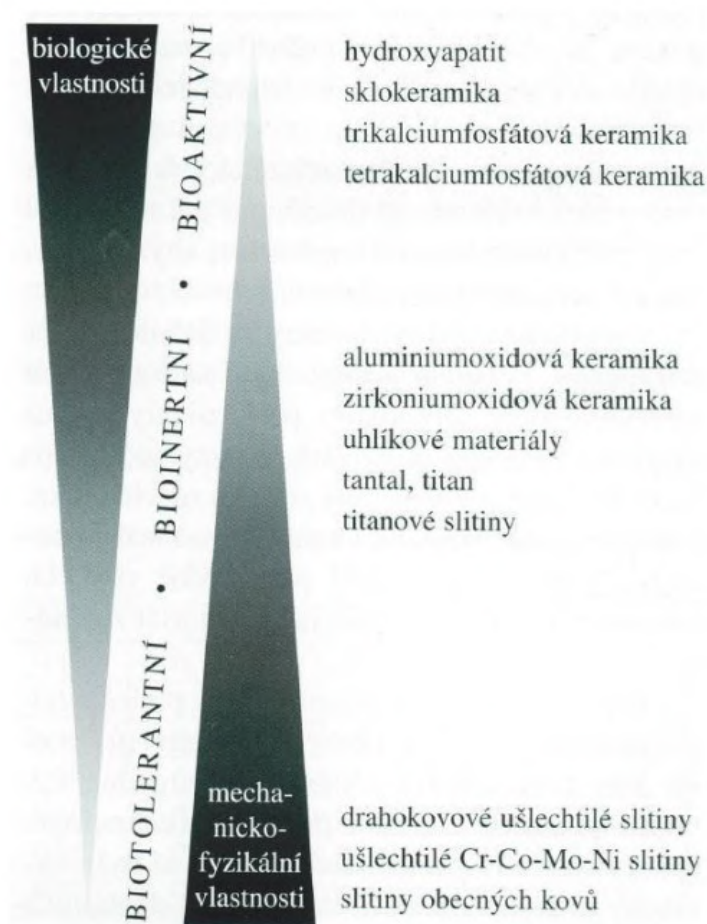
Biotolerantní materiály jsou takové, které jsou vůči živé tkáni biologicky tolerantní. To se vyznačuje tvorbou různě velké tloušťky vazivové vrstvy mezi implantátem a kostí. Tento proces se definuje jako fibrointegrace či distanční oseogeneze a probíhá během vhojovací fáze. Díky jisté mezeře mezi implantátem a kostí může vlivem sil dojít k nežádoucímu malému pohybu implantátu, což vede k narušení funkce náhrady z dlouhodobého hlediska užívání. Taktéž v místě zavedení dochází k úbytku kosti, s čímž se pojí snížení odolnosti proti namáhání [7].

Typickými představiteli biotolerantních materiálů jsou:

- Legované oceli;
- ušlechtilé oceli;
- oceli na bázi chromu a jeho slitin.

Nevýhoda těchto kovů je až příliš nízká korozní odolnost, která vede k negativním dopadům v lidském těle. V průběhu koroze dochází k uvolňování materiálu z implantátu a jeho následnému rozšíření do okolních tkání, což se odborně nazývá

metalóza. Postupně se tedy přešlo k užívání drahých kovů jako např. zlato. Nahrazení drahými kovy však nebylo nejlepším řešením, protože implantáty s sebou nesly negativa v podobě horších mechanických vlastností, estetiky a vysokých pořizovacích nákladů.



Obr. 1.2: Vztah mezi biologickými a mechanicko - fyzikálními vlastnostmi materiálů používaných v lékařství [7].

1.1.3 Bioinertní materiály

Bioinertní materiál po zavedení do těla vykazuje pouze minimální interakce s okolními tkáněmi. Živá tkáň je dokáže přijmout a při dodržení určitých podmínek dochází k vhojení implantátu do kosti vytvořením rigidního spoje, což se definuje jako oseointegrace. V průběhu vhojovacího procesu se netvoří vazivová vrstva jako u materiálů biotolerantních a pomocí kontaktní osteogeneze je zamezeno nechtěným pohybům implantátu a je plně přijat. Mezi typické zástupce bioinertních materiálů

patří nerezové oceli, mono- a polykrystalická aluminiumoxidová keramika, zirkonoxidová keramika, uhlíkové materiály a titan a jeho slitiny. Nejčtenější použití má především titan a jeho slitiny díky vyváženému poměru mezi biologickými a mechanicko - fyzikálními vlastnostmi [1]. V 60. letech byl také používán tantal od kterého bylo později upuštěno kvůli nedostatečné tvrdosti. V případě alergie tkání pacienta na titan se přechází k použití zirkonoxidové keramiky.

1.1.4 Bioaktivní materiály

Bioaktivní materiál reaguje s okolními tkáněmi. Po zavedení implantátu dochází k tvorbě pevnější vazby mezi implantátem a kostí pomocí uvolňování kalciových a fosfátových iontů, což vede k procesu zvaném osteokondukcí. Při tom vrůstá čelistní kost do materiálu dentálního implantátu a vznikají silnější fyzikálně - chemické vazby. Typickými materiály jsou různé druhy keramiky jako např. hydroxiapatitová keramika, trikalciová a tetraalkaliová keramika a bioaktivní sklokeramika. Ty se používají především jako povlaky dentálních implantátů, díky kterým dochází k lepšímu spojení mezi kostí a implantátem v krátkém čase. Prozatím je jejich celková stabilita malá, a proto se neustále vyvíjí nové materiály s kombinací bioinertních a bioaktivních vlastností [8].

1.2 Protetické materiály

První skupinou protetických materiálů jsou takové, ze kterých se přímo vyrábějí zubní náhrady a další speciální zařízení a pomůcky, které se přímo dotýkají živých tvrdých a měkkých tkání ústní dutiny či jejího okolí. Tato skupina se definuje jako materiály hlavní. Mezi ně řadíme kovy a jejich slitiny, keramiku, plasty a tmelící cementy. Druhá skupina, do které patří materiály, které ulehčují práci lékaře a samotné vypracování či nasazení náhrady, se označuje jako pomocné materiály. Patří zde například otiskovací, modelové, dublovací, formovací hmoty a materiály pro broušení a leštění.

1.2.1 Vlastnosti protetických materiálů

Uvedené materiály jak hlavní tak pomocné se skládají ze značně různorodých hmot z hlediska mechanicko - fyzikálních vlastností, chemického složení a trvanlivosti. Trvanlivost zubních náhrad je značně omezena především díky agresivnímu prostředí ústní dutiny. V té se často mění podmínky jako jsou rychlé změny teplot, pH či mechanické zatížení na jednotlivé náhrady.



Obr. 1.3: Otisky zubů, které se dále používají na výrobu sádrového modelu [9].

Trvanlivost dentálních materiálů se pohybuje v řádech týdnů (provizorní můstky), měsíců (imediátní náhrady) nebo roků (pevné náhrady z kovových slitin či keramiky). Dobu trvanlivosti razantně ovlivňují mechanické, fyzikální a chemické vlastnosti. Z mechanických vlastností to je například tvrdost, pevnost, odolnost proti abrazi, elasticita, viskozita a únava materiálu. Z fyzikálních vlastností jsou nejdůležitějšími optické a tepelné vlastnosti, drsnost povrchu, hustota materiálu, teplotní roztažnost a elektrické vlastnosti, do kterých se řadí i kompatibilita s rentgenovým vyšetřením a magnetickou rezonancí [10][11]. U chemických vlastností to je rozpustnost, eroze a koroze. Důležité jsou také biologické vlastnosti a samotná biokompatibilita popsána v kapitole 1.1.1 a s tím se pojící toxicita, karcinogenita, náchylnost k dráždění apod.

Proto je nutný pečlivý výběr materiálu, zacházení se zubní náhradou a důkladná ústní hygiena, což už je v rukou pacienta.

Mechanické vlastnosti

Při žvýkání a rozměňování potravy působí v ústní dutině na zuby rozmanité mechanické síly, mění se na základě tvrdosti potravy jako je tah, tlak, ohyb a krut a jejich kombinace. Ne nadarmo je tedy zubní sklovina nejtvrděší tkáň v lidském těle. Tvrdost je odolnost materiálu vůči vniku cizího tělesa. Pro základní rozhled má sklovina 350 HV, Co - Cr slitina 420 HV, amalgám 100 HV, porcelán 350 HV a akrylátová pryskyřice 20 HV [12].

Odolnost vůči abrazi je důležitá charakteristika při výběru dentálního materiálu náhrady. Kromě snížení tloušťky povrchové vrstvy náhrady vlivem mikrořezání a mikrorýhování částicemi z přijímané potravy a zubních past je důležitá i abraze zvaná otěr. Ta vzniká ve funkčním místě kontaktu se zuby z protějšího zubního oblouku.

Dalším důležitým faktorem je únava materiálu. Odhaduje se, že jsou zuby vystaveny silám přibližně 3×10^5 cyklů ročně. Kromě fraktury samotné zubní korunky může dojít i k poškození nástavby nebo uchycovacího šroubu, což povede k náročné a nákladné opravě [13].

Fyzikální vlastnosti

Pacienta nejvíce zajímají optické vlastnosti protetických materiálu, poněvadž ty jsou na pohled vidět a tvoří důležitý faktor estetické podoby léčby. Nejdůležitější je barva finální náhradní korunky, která závisí na vlastnostech materiálu a na úpravě povrchu. Při výběru barvy hraje především roli barva stávajícího chrupu či při výrobě celého nového chrupu záleží na přání pacienta. Pro výběr barvy se používají barevné vzorníky či speciální skenery, které dokáží určit barevný odstín zubů.

Protetické materiály spadající do hlavní skupiny se výrazně liší svou tepelnou vodivostí. Keramika a plasty jsou dobrými tepelnými izolanty, kdežto kovy a jejich slitiny jednoduše vedou teplo. Proto se při jejich použití aplikují dentální cementy, které mají tepelnou vodivost úměrnou zubovině a tudíž chrání zubní dřeň před tepelnými výkyvy z ústní dutiny a s tím spojenou iritací [14].

Další významná vlastnost je tepelná roztažnost. Vlivem měnící se teploty v ústní dutině se při nesouladu koeficientů tepelné roztažnosti může snadno projevit defekt v místě spojení, což vede k selhání vazby a například k odloupení keramiky z kovového implantátu nebo k vzniku mezery mezi materiály kov – keramika, kov – plast, dentin – korunková náhrada [12].

Při spojení dvou povrchů vyrobených z rozdílných materiálů je významné především povrchové napětí a adheze – chemická, mechanická nebo jejich kombinace. V případě narušení adhezních sil v místě spoje ze dvou odlišných materiálů může dojít ke vzniku spáry, do které se poté dostávají mikrobi a nečistoty z úst, z čehož hrozí riziko vzniku zubního kazu nebo zbarvení náhrady.

Elektrické vlastnosti

Elektrické vlastnosti, které jsou nejdůležitější při výběru protetických materiálů, jsou elektrická vodivost a elektrochemická koroze.

Elektrochemická koroze je jev, který probíhá díky interakci kovových materiálů s prostředím v ústech. V podstatě jde o samovolný přechod kationtů z povrchu kovové zubní náhrady do sliny, která splňuje funkci elektrolytu [10]. S tím se pojí vznik galvanických mikročlánků a makročlánků v ústní dutině. Makročlánek se nachází mezi pláští jednotlivých zubních korunek vyrobených z rozdílných kovových slitin. Jako příklad lze uvést spojení mezi korunkou z ušlechtilých kovů a skeletem z Co – Cr materiálů nefixní částečné náhrady či mezi Co – Cr korunkou a amalgámovou

výplní. Na povrchu kovových korunek se vlivem nehomogenity dané slitiny může objevit galvanický mikročlánek, což je dané obsahem kovových prvků s rozdílnými potenciály. Galvanické reakce v ústech vedou ke korozi kovové náhrady, což může spět až k nepříjemným pocitům pacienta jako pálení, bolesti a pigmentace dásní či rtů.

1.3 Schéma částí dentální náhrady

1.3.1 Implantát

Implantát je spodní díl zubní náhrady, která se chirurgicky zavádí do čelistní kosti a na něj se připevňují další části celkové zubní náhrady. Prakticky slouží jako náhrada zubního kořene vytrženého nebo chybějícího zubu. V dřívější době se používalo více typů implantátů jako např. čepelkové implantáty z ušlechtilých ocelí, které mají tvar poloviny žiletkové čepele a upustilo se od nich z důvodu jejich postupné viklavosti a nefunkčnosti implantátu. V dnešní době jsou nejčastější válcové implantáty tvaru šroubu, které se dělí na dva typy. Nitrokostní implantáty jsou implantovány přímo do předvrtané díry v čelistní kosti. Subpeorální implantáty jsou určeny pro pacienty s neúplnou čelistní kostí. Zavádí se mezi dásně a čelistní kost a jsou tvořeny kovovým rámečkem zhotoveným na základě otisku kosti.

Subpeorální implantáty se dodávají buď jako normované nebo se v laboratorních střediscích vyrábí přesné implantáty označované jako fixtury. Implantáty mají obvykle životnost od 10 do 20 let. Největší vliv má svědomitost pacienta při dodržování zásady ústní hygieny a pravidelnost zubních prohlídek. Na vrchní část implantátu se po jeho důkladném spojení s kostí a zahojení nasazuje nástavba – abutment.



Obr. 1.4: Různé typy dentálních implantátů [15].

1.3.2 Nástavba

Nástavba neboli pilíř či abutment je sekundární díl zubní náhrady a spojuje implantát a zubní korunku. Spodní část nástavby je normovaná styčná plocha např. ve tvaru kužele, která je totožná s vnitřní plochou implantátu. Nástavby se šroubují do hmoždinky implantátu a mívají různou délku v závislosti na výšce nahrazovaného zuby. Skrz celý systém nástavba – implantát vede díra pro šroub, kterým se uchycuje zubní korunka [14].

Základní konfekční nástavby mají pouze zkosené hrany pro nasazení zubní korunky. Gingiva není na obou stranách zuby stejně vysoká, tudíž v některých případech nastává po nasazení korunky její kontinuální dráždění. Proto se přechází k výrobě individuálních abutmentů, které tento problém řeší. Vytvoří se ideální fyziologický tvar náhrady v místě jejího výstupu na povrch gingivy označovaném jako *emergence profile*.



Obr. 1.5: Dentální nástavba [16].

1.3.3 Šroub

Šroub slouží k pevnému spojení implantátu a nástavby. Hlava šroubu má většinou hvězdicovou díru pro speciální šroubovací nástroj. Tvar šroubu je navržen tak, aby se v případě překročení utahovacího momentu lékařem utrhla jeho válcová část a dentista tak byl schopen jej pomocí nástroje vytáhnout ven a nahradit. Toho je dosaženo zmenšeným průměrem mezi závitem a hlavou.

1.3.4 Korunka

Korunka je nejsvrchnější částí zubní náhrady a v nejlepším případě i její jediná viditelná část. Na její výrobu se nejčastěji používají keramické materiály a to hlavně z důvodu estetických účelů. Samotná korunka je k nástavbě přilepena. Správně vyrobená a nasazená korunka by měla z dlouhodobého hlediska snášet rychlé výkyvy teplot, mít tvrdost přibližující se okolním zubům a vhodné abrazní a únavové vlastnosti [11]. Při navrhování korunky musí vzít laborant v potaz veškerý okolní chrup včetně protějšího zubního oblouku. Při kousání by totiž špatně navržená korunka mohla být jediným funkčním kontaktem s protějšími zuby, což by vedlo k ohromnému působení mechanických sil při žvýkání.

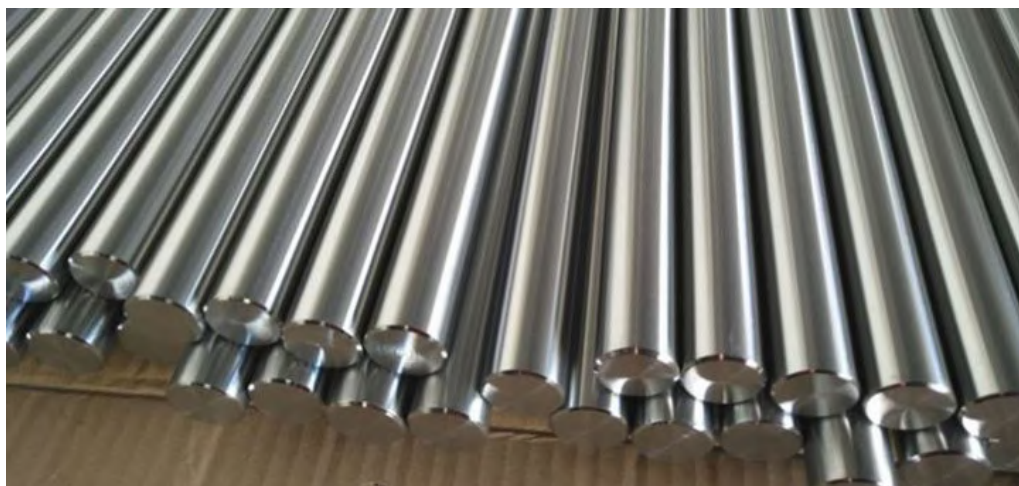
1.3.5 Zubní můstek

Zubní můstek je částečnou náhradou chrupu. Je upevněn pomocí kovových korunek nebo jiným zařízením na okolních zdravých zubech. Zubní můstky se zhotovují v těch případech, kdy je nutné nahradit jeden nebo více chybějících zubů a nelze toho docílit pomocí implantátu. V případě ztráty zubů je třeba vyplnit jejich mezeru co nejdříve a to hlavně proto, že dochází k putování sousedních zubů do vzniklé mezery. Kromě toho jsou ovlivněny i zuby v protějším zubním oblouku, které hledají chybějící oporu, vychylují se a povylézají. Tyto defekty vedou k poruchám skusu a k obtížné nápravě. Můstky jsou nejčastěji zhotoveny z kovu, keramiky nebo metalokeramiky [12].

2 TITANOVÉ MATERIÁLY POUŽÍVANÉ PŘI VÝROBĚ ZUBNÍ NÁHRADY

2.1 Titan

Komerčně čistý titan (cpTi) má měrnou hmotnost $4,4 - 4,5 \text{ g} \times \text{cm}^3$. Je nejlehčí ze všech kovů a jejich slitin používaných v protetickém lékařství a současně má značnou pevnost v tahu, odolnost vůči opotřebení, vůči únavě a korozní odolnost. U dlouhodobých implantátů je kritická právě únava materiálu a jeho opotřebení, protože je vystaven častému a měnícímu se cyklickému zatížení. Odlévání titanu probíhá v ochranné argonové atmosféře při teplotách vyšších než $1700 \text{ }^\circ\text{C}$.



Obr. 2.1: Tyčovina Ti6Al4V [17].

Od osmdesátých let 20. století je nejpobulárnějším kovem používaným v dentální implantologii. Vyrábějí se z něj dentální implantáty, fixní korunkové a můstkové náhrady, kovové konstrukce snímatelných protéz a subpeorální implantáty. Nejčastěji používaná je titanová slitina Ti6Al4V, protože komerčně čistý titan je poměrně drahý. Tato slitina obsahuje 6% hliníku a 4% vanadu a je tepelně ošetřena ke zvýšení pevnosti, nižší hustotě a odolnosti vůči korozi a únavě. Základní mechanické vlastnosti titanových slitin jsou uvedeny v tabulce 2.1, která je rozdělena dle normy ASTM na několik stupňů čistoty, které se od sebe liší obsahem různých příměsových prvků. V tab. 2.2 jsou uvedeny maximální hmotnostní procenta těchto prvků v titanu nejčastějších tříd.

ATSM specifikace	Mez kluzu [MPa]	Pevnost v tahu [MPa]	Modul pružnosti [GPa]
Ti Grade 1	170	240	103
Ti Grade 2	> 250	> 345	103
Ti Grade 3	380	450	105
Ti Grade 4	> 390	> 550	104
Ti Grade 7	> 250	> 345	103
Ti6Al4V (Grade 5)	> 900	> 830	114

Tab. 2.1: Mechanické vlastnosti komerčně čistého titanu a Ti6Al4V používaného v chirurgii [18].

	Fe _{max} [hm. %]	O _{max} [hm. %]	C _{max} [hm. %]	N _{max} [hm. %]	H _{max} [hm. %]
Ti Grade 1	0,20	0,18	0,1	0,03	0,015
Ti Grade 2	0,30	0,25	0,1	0,03	0,015
Ti Grade 3	0,30	0,35	0,1	0,05	0,015
Ti Grade 4	0,50	0,40	0,1	0,05	0,015

Tab. 2.2: Srovnání mechanických vlastností komerčně čistého a nanostrukturního titanu [19].

2.1.1 Povrchové úpravy titanu pro dentální implantáty

Oseointegrace neboli důkladné a úplné vhojení implantátu do kosti je pro jeho budoucí funkčnost kritické. Rychlost a kvalita oseointegrace závisí především na povrchových vlastnostech titanových zubních implantátů jako jsou chemické složení povrchu, jeho topografie, hydrofilnost a jeho drsnost. Dentální implantáty se vyrábí ve valné většině soustružením požadovaného tvaru z titanové tyčoviny a po výrobním procesu mají lesklý a především hladký povrch. Ten je nežádoucí, protože se s ním pojí závislost úspěšnosti integrace do kosti a s tím kvalita kostní tkáně a stabilita implantátu. Provedením výzkumů se dospělo k faktu, že texturované povrchy vedou ke zlepšení kontaktu mezi kostí a implantátem, rychlejším vhojením a snížením počtu odmítnutí organismem pacienta.

Titan a jeho slitiny proto v protetickém lékařství procházejí povrchovými úpravami, které se dají rozdělit na:

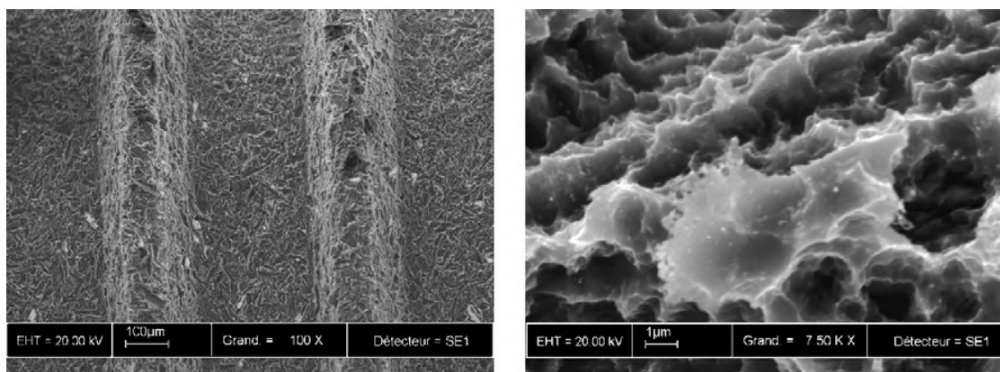
- Fyzikální
 - *Pískování* využívá mechanickou abrazi povrchu zrnitým materiálem. Nejčastěji se jako abrazní materiál používá Al₂O₃, TiO₂ a ZrO₂. Výsledná

drsnost povrchu je úměrná zrnitostí materiálu, tvarem a rychlostí otěru. Výsledkem je několikanásobně větší povrch implantátu, zvýšení únavové pevnosti a korozivzdornosti [20]. Samozřejmě největší nevýhodou většího povrchu implantátu je větší plocha pro ulpívání a akumulaci bakterií, a proto po pískování následují další metody povrchových úprav.

- Při *laserování* se jako zdroj záření používá diodový laser Nd:YAG. Laserový paprsek o přesně definované vlnové délce a energii způsobí zvýšení teploty v ohraničeném místě styku s implantátem a následné vypaření molekul titanu, což vede ke změnám v povrchové topografii [21].

- Chemické

- Při *kyselém leptání* se používají silné kyseliny jako například HF, HNO₃, H₂SO₄ či HCl. Kyseliny působí na povrch v některých případech opakovaně ke zvýšení účinnosti naleptaného povrchu a jeho zdrsnění, což v důsledku vede k lepší buněčné adhezi a rychlejší tvorbě nové kosti – oseointegraci. Tvoří se nerovnosti v řádech stovek nanometrů až jednotek mikrometrů.



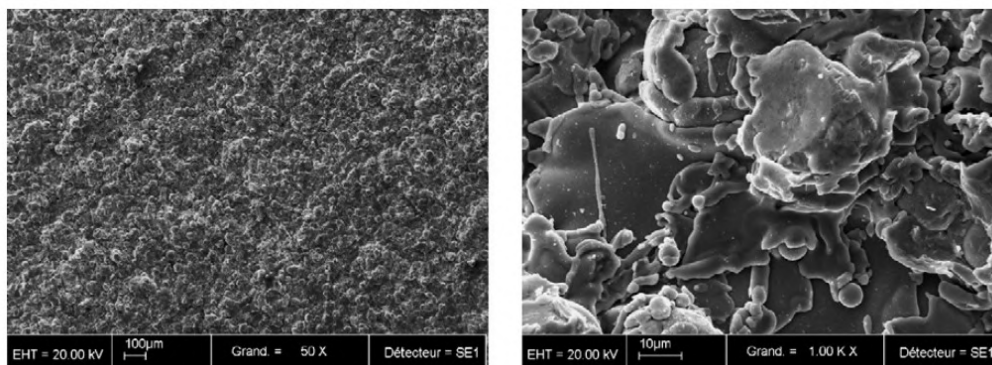
Obr. 2.2: Povrch titanu po pískování a kyselém leptání [22].

- Elektrochemické

- Mikro- nebo nanoporézní povrchy mohou být také dosaženy pomocí *potenciostatické* nebo *galvanistické anodizaci* titanu v silných kyselinách – H₂SO₄, H₃PO₄, HNO₄, HF) při vysoké proudové hustotě (až 200 A na m²) nebo potenciálu (až 100 V). Na povrchu se tvoří oxidová vrstva různé tloušťky, morfologie a složení. Proces anodizace je poměrně složitý a závisí na různých parametrech jako je hustota proudu, koncentrace kyselin a složení a teplota elektrolytu. Povrchy po anodizaci vykazují vyšší hodnoty v biomechanických a histomorfických testech a zároveň lepší mechanické vlastnosti nově obrostlé kosti v porovnání s obrobenými povrchy.

- Depoziční

- Při *plasmovém sprejování* se materiál ve formě prášku vstříkuje do plazmového oblaku při vysokých teplotách. Částice vstříkovaného materiálu poté kondenzují a spojují se na povrchu implantátu, kde tvoří vrstvu o tloušťce přibližně 30 μm . Výsledný povrch má poté větší drsnost okolo 7 μm , což také zvětšuje celkovou plochu implantátu. Bylo prokázáno, že tato metoda vede také ke zvýšení pevnosti v tahu na rozhraní kosti a implantátu [21].



Obr. 2.3: Povrch titanu po plasmovém sprejování [22].

- *Sol-gel* je relativně levná metoda, která umožňuje získat povrch s drsností v řádech mikrometrů a při nízkých teplotách zpracování. V podstatě jde o nanesení koloidní suspenze na povrch implantátu a její následnou transformaci na gel. Žiháním gelu se získá keramický materiál s vysokým stupněm čistoty. Kromě toho sol-gelové povlaky vykazovaly lepší biologické vlastnosti než povlaky získané pískováním a plasmovým sprejováním.
- Biochemické
 - *Biochemické povlakování* má za cíl způsobit specifickou reakci okolních tkání a jejich buněk. Originální, alkalicky upravený bioaktivní povrch implantátu urychluje tvorbu funkčního a pevného rozhraní kost-implantát a implantát se stává stabilním již v brzkých fázích hojení. Jako první na evropský trh uvedla společnost LASAK BIO povrch – bioaktivní, hydrofilní a nanostrukturovanou povrchovou úpravu. Experimentální a zejména klinické, široce dokumentované výsledky potvrdily, že dentální implantáty s BIO povrchem významně urychlují a zkvalitňují proces oseointegrace a optimalizují stabilitu implantátu v kritické počáteční době vhojování, což vede ke zvýšené předpověditelnosti a úspěšnosti léčby a umožňuje využití nových progresivních klinických postupů, které významně zkracují dobu ošetření.

2.2 Nanostrukturní titan

Jako nanomateriály se označují takové hmoty, jejichž zrna jsou velké řádově v nanometrech. Jsou mnohdy pro své lepší mechanické vlastnosti označovány jako materiály 3. tisíciletí a jejich použití sahá do mnoha oborů mimo medicínu [23]. Výroba nanostrukturního titanu nTi se praktikuje pomocí technologie velmi intenzivní plastické deformace. Toho je docíleno například opakovaným dopředným protlačováním nebo válcováním za studena. Výsledkem je zjemnění mikrostruktury řádově z velikostí zrn 10 – 30 μm na 50 – 500 nm. S tím se pojí také změna mechanických vlastností.

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

Tab. 2.3: Přehled maximálního obsahu prvků v jednotlivých třídách titanu [24].

Použití nanostrukturního titanu v protetickém lékařství bylo převážně na popud toho, že miniimplantáty ze slitin titanu používané při nedostatečné tloušťce čelistní kosti nespĺňovaly požadované materiálové vlastnosti. Neumožňovaly plnohodnotné zatížení zubní náhrady a byly určeny spíše pro podpůrnou funkci. Požadavkem tedy bylo vyrobení materiálu pro tenčí implantáty při zachování mechanických vlastností odpovídajících implantátu o průměru větším. Tabulka 2.3 ukazuje vlastnosti nTi v porovnání s cpTi. Na ní lze vidět, že nTi si zachovává podobný modul pružnosti při zvýšení meze pevnosti, meze kluzu a meze únavy. Uvádí se, že nTi má až 3,6x vyšší pevnost. Pozdějšími studiemi bylo zjištěno, že nanostrukturní povrchy vykazují sekundárně také výrazně lepší vlastnosti k adhe-rujícím živým buňkám a tudíž lepší oseointegraci [26][27].



Obr. 2.4: Vlevo Nanoimplantát $\phi D = 2,4$ mm, vpravo implantát $\phi D = 2,4$ mm [25].

Nevýhodou nanostrukturního titanu je jeho vysoká cena, která je více než 10 krát vyšší než cena komerčně čistého titanu. Tato cena je však při jeho užitečných

vlastnostech přijatelná. Z důvodů vyšší finanční náročnosti ještě není nanostrukturní titan komerčně vyráběn a je použit pouze ve velice specifických případech.

2.3 Obrábění titanu a jeho slitin

Titan a jeho slitiny jsou vedle nerezových ocelí materiál nejvíce používaný pro lékařské implantáty. Nerezové oceli se obvykle používají pro náhrady, které nejsou určeny pro trvalejší použití. Titan je typicky vhodný pro lékařské implantáty z důvodu jeho vysoké pevnosti, biokompatibilitě a nízké hmotnosti. Titanové implantáty jsou také kompatibilní se zobrazovacími metodami pro magnetickou rezonanci a počítačovou tomografií. Nejpoužívanější slitinou je Ti6Al4V, který je kromě dentálních implantátů používán také pro výrobu kyčelních kloubů, kostních šroubů, kolenních kloubů a chirurgických nástrojů.

Titan a jeho slitiny řadíme k těžkoobrobitelným materiálům, protože je svou obrobitelností odlišný od ocelí nebo například slitin niklu. Poměr tvrdosti a hmotnosti je působivý a taktéž má vynikající pružnost a houževnatost, stejně jako stálost za vysokých teplot. Navíc je chemicky inertní, takže odolává korozi. Při obrábění titanu musíme brát v potaz jeho vysokou pevnost, tepelnou vodivost, modul pružnosti a smykové tření.

Tepelná vodivost je měřítkem toho, jak rychle dokáže materiál přenášet teplo. Tepelná vodivost Ti6Al4V je velmi nízká. Při obrábění hliníku a ocelí je zřídka významná. Při obrábění titanu ale hraje významnou roli. Při vzniku třísky se přeměňuje množství dodané energie na teplo, které opouští místo řezu do třísky, nástroje, obrobku a do okolí. Teplo samozřejmě přechází cestou nejmenšího odporu a vzhledem k tomu, že Ti6Al4V má nízkou tepelnou vodivost, přechází většina vytvořeného tepla do nástroje [28][29].

Ti6Al4V je také velmi pružný a houževnatý, což spěje k obtížnému obrábění obvyklými nástroji. Musí být brán jako materiál typu hliník či hořčík, aby se předešlo tvorbě nárustku. Ten vzniká ve chvíli, kdy se obráběný materiál začne navařovat na ostří rezného nástroje. Nárustek spěje ke zvýšení rezných sil a k poškození ostří, protože se natavený materiál odlamuje a nese sebou i kousky rezného nástroje. V úvahu se také musí brát vznik vibrací nestejnouměrnou plastickou deformací, která spěje ke tvorbě segmentované třísky. Tyto fakty spějí k nutnosti použít ostrý, hladký nástroj s pozitivním úhlem čela, aby se zabránilo trhlinám nebo tlačení materiálu.

2.3.1 Soustružení titanových slitin

Pro soustružení titanových slitin je charakteristická vysoká teplota v místě řezu. Díky tomu je použití nástrojů z rychlořezné oceli nevhodné, protože při jejich použití by docházelo k deformaci břitu řezného nástroje. To se děje i při použití nástrojů ze slinutých karbidů, ale pouze za vysokých řezných rychlostí. Při řezném procesu je namáhání nástroje značně vysoké a často se vyskytuje plastická deformace řezné destičky. Proto by nástroj měl splňovat následující:

- Vysokou odolnost vůči opotřebení,
- vysokou pevnost a houževnatost,
- odolnost vůči tepelným rázům,
- vhodnou chemickou stabilitu za vysokých teplot.

Soustružení slitin titanu při vyšších řezných rychlostech dále způsobuje rychlé štěpení na řezné hraně nástroje, což vede k vyššímu opotřebení destičky. Nástroje se při soustružení velice rychle opotřebovávají nejen vysokou teplotou a deformacemi, ale i vlivem difuze a je nutné je často měnit. V dentálním průmyslu se soustruží pouze zubní implantáty z titanové tyčoviny. Je velice důležité správně zvolit prostředí, v jakém proces probíhá vzhledem k tomu, že titan je reaktivní s okolním prostředím.

Úskalí soustružení titanových slitin lze tedy shrnout do následujících problémů [30][31]:

- Teplo se hromadí velice snadno díky malé tepelné kapacitě a tepelné vodivosti,
- řezná síla se v průběhu mění díky třískám zubovitého tvaru, což je způsobeno vlivem koncentrace tepla v místě řezu a lokální deformací titanu,
- intenzivní tření třísky po nástroji spěje k spékání,
- vznikají až desetkrát vyšší vibrace než při soustružení ocelí.



Obr. 2.5: Soustružení dentálního implantátu [32].

2.3.2 Frézování titanových slitin

Frézování je univerzální metodou obrábění, která je vhodná pro rovinné, rotační i tvarové plochy. Obrábění titanových slitin frézováním je poměrně častá metoda a v případě dentálních náhrad je použita k vytvoření vnitřního závitu implantátu či k vyrobění dentálních náhrad typu korunka, inlay, onlay. Frézování se od vrtání či soustružení odlišuje především přerušovaným řezem. Hlavní řezný pohyb je rotační a koná ho nástroj, vedlejší pohyb je posuvný a koná ho většinou obrobek. Titan a jeho slitiny lze obrábět čelním nebo válcovým soustružením, a to sousledně nebo nesousledně. Sousledné frézování je o mnoho lepší volbou díky tomu, že řezná síla směřuje do materiálu, což umožňuje použití nižších možných upínacích sil, zvyšuje se stabilita obrábění, je možné zvýšení posuvu na zub při zachování trvanlivosti, a tudíž je možné zvýšit výkonnost obrábění.

Je třeba důsledně brát v potaz správnou volbu řezných podmínek, materiálů nástroje a řezného prostředí, aby se vykompenzovaly problémy spojené s náročnou obrobitelností. Nejvíce používaným materiálem pro frézování titanových slitin jsou slinuté karbidy s vyšším obsahem kobaltu, které splňují vysokou houževnatost [33].

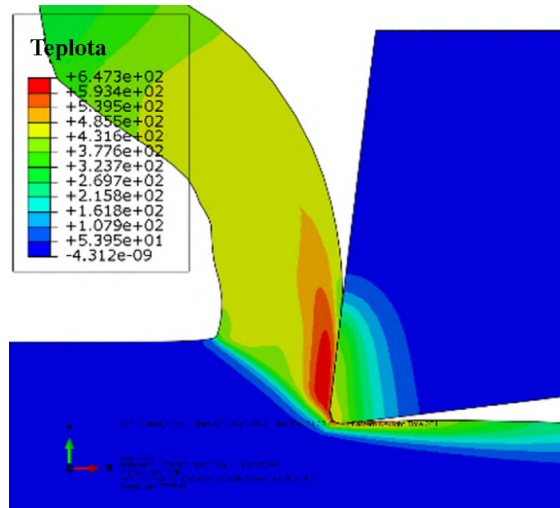
Při frézování protetických náhrad je třeba brát v potaz tloušťku odřezávané třísky. Problém nastává, pokud je její tloušťka menší než poloměr zaoblení ostří, kdy dochází k tzv. rytí a materiál se namísto řezu stlačuje pod řezný nástroj. Dochází k velkému tlaku na břit nástroje a obrobený povrch, což spěje k nestabilitě celého procesu.

Nízká tepelná vodivost

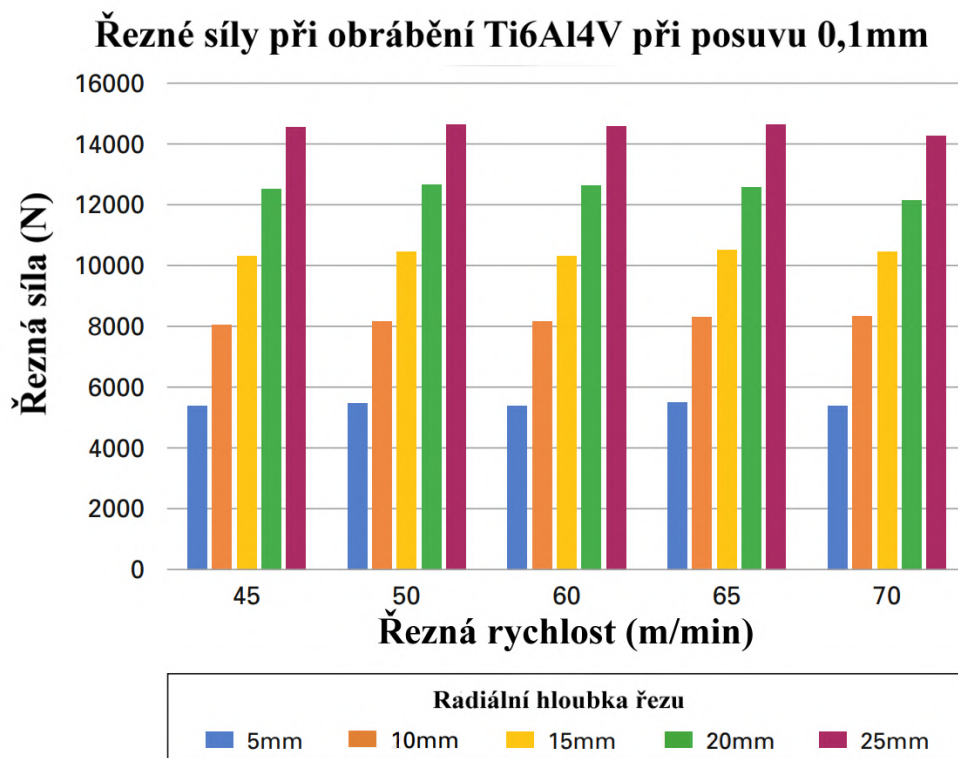
Díky špatné tepelné vodivosti titanu a vzniku vysokých teplot při řezném procesu lze pozorovat vysokou koncentraci tepla na hraně řezného nástroje. Toto lze eliminovat snížením rychlosti, správným výběrem procesní kapaliny nebo správným výběrem povlaku nástroje.

2.3.3 Řezná rychlost

Při obrábění Ti6Al4V je řezná rychlost omezena a její překročení výrazně snižuje životnost řezného nástroje. Díky nízké tepelné vodivosti titanu se na ostří břitové destičky tvoří teplo, které oslabuje materiál z karbidu wolframu. Vzhledem k tomu, že vytvořené teplo je úměrné velikosti řezné rychlosti, je nejvhodnější ji snížit. Při obrábění s vhodnou chladicí kapalinou se nejčastěji při hrubování titanu a titanových slitin pohybuje řezná rychlost okolo $60 \text{ m} \times \text{min}^{-1}$, kdy je životnost nástroje 30 - 45 minut. S nízkou rychlostí řezání se pojí nutnost velkého výkonu obráběcího stroje a vysokého kroutícího momentu. [36]



Obr. 2.6: Koncentrace tepla na hraně nástroje během obrábění titanu. (převzato a upraveno z [34]).



Obr. 2.7: Řezné síly při obrábění Ti6Al4V (převzato a upraveno z [35]).

2.3.4 Snížení radiální hloubky řezu

Dalším vhodným způsobem, jak snížit teplotu ostří je snížit radiální hloubku řezu. Velké radiální záběry při frézování zvyšují dobu, po kterou je nástroj v kontaktu s titanovým materiálem, což spěje k vysokým řezným teplotám. Řešením je snížení radiální hloubky řezu a zvýšení axiální hloubky řezu. To spěje k snížení řezných sil a ohybových momentů vytvářených na nástroji a tím pádem i lepší stabilitě obrábění. [37]



Obr. 2.8: Řezný nástroj určený pro velkou axiální hloubku řezu. (převzato a upraveno z [34]).

Doporučení

Vzhledem k předchozím faktům je doporučení pro obrábění titanu následující:

- Stabilní mechanický systém pro minimalizaci vibrací
- Nízká řezná rychlost
- Při obrábění nelze použít nástroj s kyslíkovým povlakem
- Obecně se nedoporučuje používat povlakované nástroje

2.3.5 Jakost obrobeného povrchu

Finální povrch po obráběcím procesu v sobě obsahuje závislost kinematického a geometrického vztahu špičky rezného nástroje a obrobku za doprovodu některých fyzikálních jevů. Při obrábění titanu a jeho slitin může vzniknout vůči ostatním kovovým materiálům velmi odlišná jakost obrobeného povrchu. To je dáno krátkou trvanlivostí nástrojů a fyzikálními a chemickými změnami v povrchové vrstvě [33].

3 KERAMICKÉ MATERIÁLY V DENTÁLNÍM PRŮMYSLU

V dentálním průmyslu se používá mnoho materiálů od kovů, keramiky, polymerů až po kompozity. Historicky jsou kovy nejstarší používané materiály, které byly široce používány jako korunky, pevné protézy a snímatelné protézy. Jsou mechanicky silné a trvanlivé, ale nejsou esteticky příjemné díky své kovové barvě a nesou s sebou riziko vzniku alergických nebo toxických reakcí v ústech. Pro zlepšení estetiky byl poprvé v dentálním průmyslu použit porcelán v roce 1744. Vzhledem ke své vysoké biokompatibilitě a estetice se začala keramika používat jako výplňový materiál v kombinaci s kovy a vznikaly keramicko-kovové zubní náhrady.

V posledních třech desetiletích se stále více populárnějšími stávají nekovové celokeramické náhrady. Byly vyvinuty nové výrobní techniky určené speciálně pro stomatologii jako je lisování za tepla, odlévání či počítačově řízené obrábění (CAD-CAM). Současně byly vyvinuty celokeramické materiály, které splňují vysoké požadavky zubního lékařství a nabízejí stále lepší vlastnosti z mechanického hlediska. Na rozdíl od keramicko-kovových materiálů obsahují podstatně větší množství krystalické fáze a to 35 - 99 % objemu. Tato vyšší úroveň krystalické fáze spěje k zlepšení mechanických vlastností, ale i k negativním důsledkům jako je vyšší neprůhlednost, což není vždy pro dentální keramiku žádoucí. Jako příklad lze uvést, že zirkonová keramika 3Y-TZP (ytrem stabilizovaný oxid zirkoničitý) má výborné mechanické vlastnosti, ale ze všech keramických materiálů je nejméně průhledná, což je z estetického hlediska nežádoucí.



(a) Celokeramická zubní korunka



(b) Celokeramická korunka, implantát a nástavba

Obr. 3.1: Ukázky celokeramických protetických náhrad [38].

Ty bývají buď na bázi živce, leucitu, slídy, lithium disilikátu, aluminy (oxid

hlinitý) nebo zirkonia (oxid zirkoničitý) či jejich směsi. [38].

Oxidové keramické materiály, které splňují vysokou teplotní stabilitu, vynikající odolnost proti opotřebení a vysokou pevnost jsou kromě materiálu pro zubní korunky velmi žádané pro různé komerční aplikace. Oxidová keramika v neslinutém stavu je relativně dobře obrobitelná a dají se z ní lehce vytvořit složité geometrické tvary. Obrobky se ale musí následně spékat při vysoké teplotě, aby se dosáhlo požadovaných mechanických, chemických a elektrochemických vlastností. Během sliňování se však vyskytuje objemové smrštění až o 20%, které vede k obtížnému dodržení přesných rozměrových tolerancí a kvalitnímu povrchu. Keramika ve sliňutém stavu se obrábí těžce převážně kvůli své tvrdosti. Obrobitelnost je závislá zejména na technologii výroby keramiky, řezných podmínkách, řezném prostředí, metodě obrábění, geometrii nástroje a na druhu a vlastnostech řezného nástroje [39][40].

Pro obrábění nelze použít standartní obráběcí nástroje pro oceli. Tyto nástroje nejsou dostatečně tvrdé vůči keramickému materiálu a vyvolávají v místech obrábění velké napětí přenášené do obrobku, ve kterém vznikají vnitřní napětí vedoucí až k trhlinám. Proto jsou na nástroje kladeny specifické požadavky. Nástroje musí mít vyšší tvrdost než obráběný materiál a musí odebírat materiál z povrchu bez vyvolání nadměrných sil. Oxidovou keramiku lze obrábět mechanicky, tepelně nebo chemicky. Nejpoužívanější metody obrábění jsou dokončovací, u kterých není definovaná geometrie ostří a jejich úběr materiálu je malý. S vysokou tvrdostí keramiky se spojuje také vysoká křehkost. Ta je pro obrábění výhodná, protože usnadňuje vznik trhlín a tvorbu třísek.

Veškeré způsoby obrábění keramiky jsou založeny na stejném principu. Jeho cílem je vytvořit v materiálu jednu nebo více trhlín a šířit je chtěným směrem tak, aby docházelo k odstranění žádané části obrobku. Trhliny lze tvořit silovým nebo energetickým působením. Vznikající povrch je tvořen jednou lomovou plochou či velkým počtem malých lomových plošek [41].

3.1 Typy keramik v dentálním průmyslu

3.1.1 Keramika lisovaná za tepla

Popularita za tepla lisované keramiky spočívá v použití principu techniky ztraceného vosku. Tato technologie se běžně používá pro odlévání kovových dentálních slitin a zařízení potřebné k ohřevu keramiky je relativně levné. Technologie lisování za tepla spočívá v simultánní aplikaci tepla a tlaku na prefabrikované odlitky, které se poté formují v předem vytvořené formě.

První generace za tepla lisované keramiky obsahuje 35 až 45 obj. % leucitu jako vyztužující krystalickou fázi. Hodnoty pevnosti v ohybu a lomové houževnatosti jsou přibližně dvakrát vyšší než u porcelánu na bázi živce. To je způsobeno disperzí jemných krystalů leucitu díky lisování za tepla.

Druhá generace je na bázi lithium-disilikátu. Obsahuje ho asi 65 obj. % jako hlavní krystalickou fázi a vyznačuje se porovitostí okolo 1%. V porovnání s první generací je jejich hlavní výhodou zvýšená pevnost v ohybu (až 350 MPa) a lomová houževnatost [42].

3.1.2 Slinovaná keramika

Slinování se v dentální keramice používá pro výrobu keramiky na bázi oxidu hlinitého (alumina, Al_2O_3) a keramika vyztužená leucitem (hlinitokřemičitan draslíku, KAlSi_2O_6).

Keramika na bázi oxidu hlinitého

Keramika na bázi aluminy patří mezi nejrozšířenější keramiky. Díky své vysoké otěruvzdornosti a bioinertnosti se hojně využívá v lékařských aplikacích. Kromě toho se využívá ve vojenském a strojírenském průmyslu. Ve srovnání s keramikou na bázi živce vykazuje vysokou pevnost v ohybu (500 MPa) a lomovou houževnatost ($4 \text{ MPa} \times \text{m}^{\frac{1}{2}}$). Její vlastnosti se dají zlepšit přidáním jiných oxidů jako například ZrO_2 , díky kterému pevnost v ohybu vzroste až na 830 MPa a lomová houževnatost se zvýší až na $8,5 \text{ MPa} \times \text{m}^{\frac{1}{2}}$.

Keramika vyztužená leucitem

Obsah leucitu jako vyztužovací složky je až 45 objemových %. Leucit splňuje funkci posilovací fáze, která vede k vyšší pevnosti v ohybu a pevnosti v tlaku. Přestože keramika obsahuje velké množství krystalů, zachovává si materiál svou dobrou transparentní. Tato vlastnost je způsobena hodnotou indexu lomu světla leucitu, která je velmi podobná této hodnotě pro skelnou matrix.

3.1.3 Zirkonová keramika

Zirkonová keramika je momentálně považována za ideální materiál pro lékařské renovace díky své vysoké biokompatibilitě, odolnosti proti opotřebení a odolnosti vůči korozi. Její křehkost však omezuje její další klinický vývoj. Korunky jsou díky optické propustnosti esteticky velice vhodné. Většinou se zpracovává v předslinutém stavu frézováním na pětiosých frézách. Všechny typy zirkonů jsou plně biokompatibilní keramické materiály a jsou využitelné pro valnou většinu indikací. Monochromatický a

polychromatický zirkon (translucence 33 – 39 %) skýtají významné ulehčení a zrychlení práce laboratoře díky možnosti zhotovení i plně anatomických výrobků, jejichž dokončení není tak pracné jako u výrobků fasetovaných keramikou. Používané zirkonové materiály jsou průmyslově barvené, což na rozdíl od tradiční namáčecí techniky garantuje barevnou konzistenci v čase a napříč výrobními šaržemi. Výrobky ze zirkonové keramiky mohou být až o 25 % lehčí než metalokeramické a díky vysoké pevnosti lze ze zirkonu zhotovit i práce velkého rozsahu.



Obr. 3.2: Zirkonový zubní můstek [43].

3.2 Obrábění keramických materiálů

Keramické materiály spadají do těžkoobrobitelných materiálů. Součásti, které nevyžadují výslednou vysokou přesnost jsou většinou vyráběny lisováním nebo odléváním do jejich konečných tvarů a rozměrů. Použití pro dentální aplikace vysokou přesnost vyžaduje, a tudíž je třeba výrobky obrábět. Keramiky bývají velmi tvrdé a křehké, a proto se nejčastěji obrábí pomocí nekonvenčních a dokončovacích metod obrábění (např. broušení či leštění). Obrábí se součásti jak ve slinutém stavu, tak ve stavu před slinováním. Některé dentální keramiky díky slinování zmenší svůj objem až o 25% [44].

Použití nekonvenčních metod pro obrábění keramiky je hojně využíváno, což je dáno rostoucím vývojem a použitím materiálů s vysokou tvrdostí, pevností, houževnatostí a odolností vůči opotřebení, které nelze ekonomicky obrábět standardními metodami.



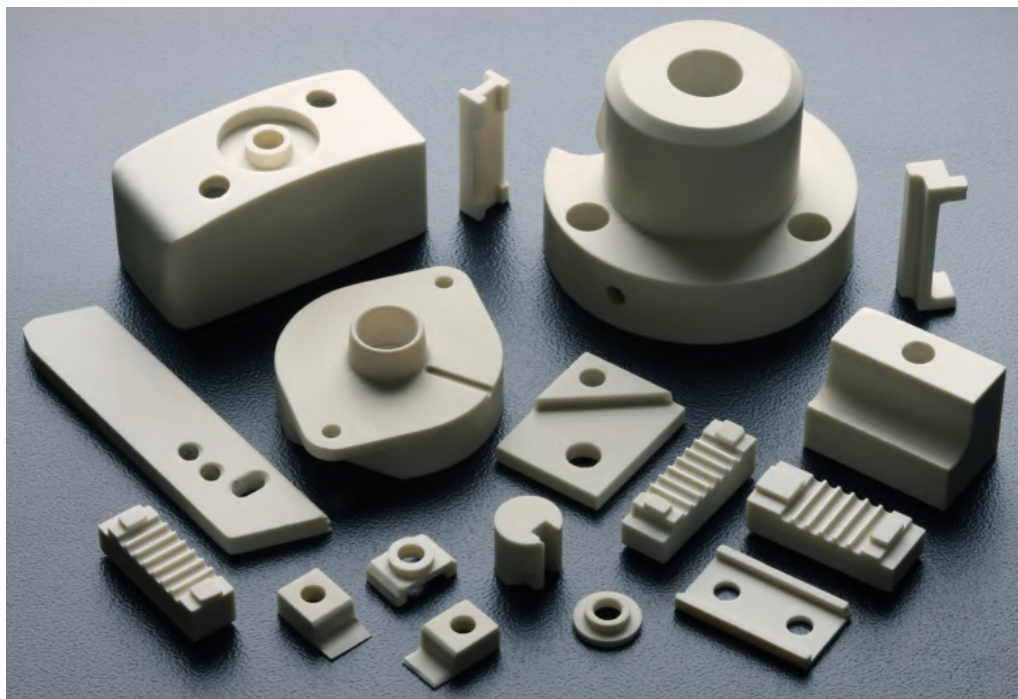
Obr. 3.3: Bloky používané pro výrobu dentálních náhrad broušením [45].

Obrábění keramiky se provádí různými rozdílnými metodami, ale jsou založeny na stejném principu. Ten spočívá ve vzniku jedné nebo více trhlin na základě silového nebo energetického působení a oddělení materiálu. Obrobený povrch je tedy vytvořen jednou či více lomových ploch [46]. Trhlina vzniká mechanicky díky vtlačování cizího tělesa do obráběného materiálu. V místě dotyku dochází k přenosu silového působení a vzniku velkých tlakových napětí. Obráběný materiál se začíná pružně deformovat a pokud je toto působení v blízkosti trhliny, může dojít k jejímu požadovanému růstu. Pokud se tak nenastane, vznikají opakovaným působením nástroje vyšší hodnoty napětí v místě kontaktu až do doby, kdy nevratná deformace vznikne.

3.2.1 Obrábění laserem

Laserové obrábění biokompatibilních materiálů je neustále vyvíjející se technologie obrábění dentální keramiky. Spadá pod metody vyvolání trhlin pomocí energetického působení. Používá se k odpařování materiálu a řezání s odtavováním. Pro obrábění keramických materiálů se používají lasery využívající pulsy (záření se vysílá v krátkých intervalech a trvají řádově mikrosekundy až milisekundy) nebo kontinuální režim.

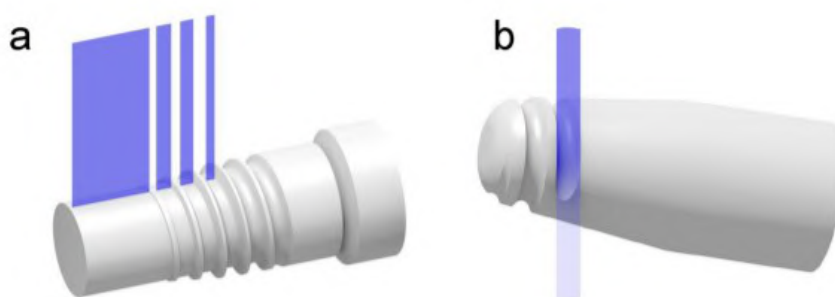
Obrábění laserem spočívá v odebrání materiálu působením úzkého paprsku monochromatického světla zaměřeného na malý bod. V místě dopadu dochází k přeměně světelného či infračerveného záření na intenzivní tepelnou energii, díky které se prudce ohřívá tenká vrstva na povrchu materiálu. V závislosti na síle pa-



Obr. 3.4: Ukázka přesných obrobků z keramiky [47].

prsku, době jeho působení a složení obráběného materiálu dochází v místě dopadu k roztavení nebo odpaření hmoty [48][49].

Na rozdíl od broušení je možné získat velmi malé detaily včetně složitých tvarů a ostrých rohů. Nevýhoda spočívá v drahých pořizovacích nákladech a možné přítomnosti trhlin díky vměstkům. Čím vyšší je schopnost keramického materiálu pohlcovat světelnou energii a čím nižší je jeho odrazivost a tepelná vodivost, tím je vhodnější pro obrábění laserem.



Obr. 3.5: Použití laseru pro výrobu implantátů z Y-TZP [50].

Obrábění laserem se v dentálním průmyslu používá především pro výrobu implantátů z ytrem stabilizovaného oxidu zirkoničitého. Výsledný tepelný šok spěje

k transformaci tetragonální struktury na monocyklickou. Studiemi bylo dokázáno, že tato transformace ovlivňuje výsledné vlastnosti pouze minimálně [51].

3.2.2 Obrábění broušením

V protetickém zubním lékařství je broušení nejvíce používanou technologií pro výrobu dentálních náhrad. Každoročně se provádí více než 15 miliónů stomatologických úkonů, které vyžadují broušení dentálních materiálů [52].

Broušení je velmi přesná dokončovací operace, splňující vysokou přesnost a jakost obrobeného povrchu. Nástroj nemá definovanou geometrii břitu a má náhodně orientovaná zrna [53]. Během broušení vytvářejí brusná zrna nástroje intenzivní lokální pole napětí v místě průniku do keramického obrobku. Tenká vrstva na povrchu je tak vystavena vysokému namáhání v kombinaci s vysokými teplotami, což spěje k nevratné deformaci materiálu ve formě dislokací a trhlin. Tyto změny mohou v negativním důsledku vést k degradaci pevnosti nebo dokonce ke katastrofální poruše keramického materiálu [54].



Obr. 3.6: Broušení dentální keramiky [55].

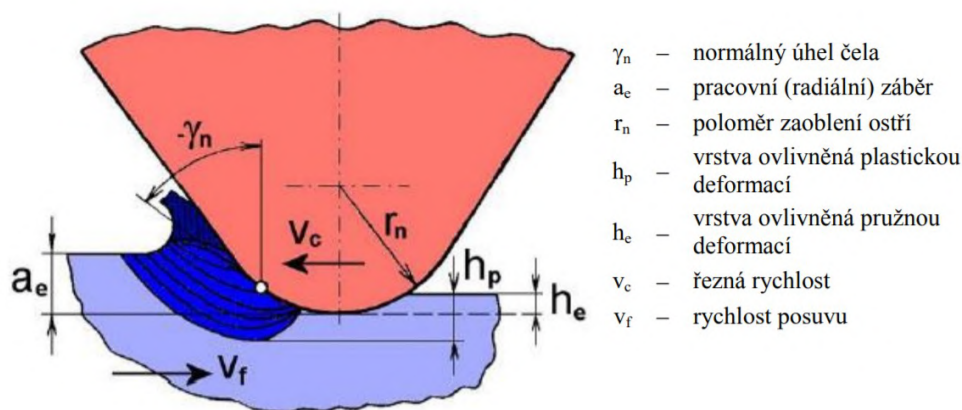
Pro broušení dentální keramiky se nejčastěji používají diamantové brousící nástroje. Zubní brusné nástroje jsou v porovnání s běžnými brusnými nástroji několikanásobně menší. Jejich průměr se pohybuje v řádech milimetrů, s čímž se pojí i rozdílná rychlost broušení, která se může blížit až 25 m/s [52]. Nejčastěji se obrábí smíšená oxidová keramika, která má neobvyklou kombinaci vysoké pevnosti a lomové houževnatosti. Broušení je ve srovnání s ostatními technologiemi nejdražší na jednotku objemu, ale taktéž nejpřesnější a nejvíce vhodné. Při mikrobroušení je

třeba volit malé jednotky obrábění, aby byla obráběná vrstva odstraněna na základě plastické deformace, díky které se netvoří nová poškozená vrstva a povrch má dobrou jakost.

Obecně platí, že čím vyšší je lomová houževnatost materiálu, tím víc dochází k opotřebení nástroje. Keramické materiály s vyšší lomovou houževnatostí je tedy méně účinné brousit [56].

Charakteristika dentálního broušení

Při obrábění broušením vznikají interakce jednotlivých zrn obráběcího nástroje a obráběného materiálu. Jedná se o abrazivní proces a vyznačuje se silně negativní geometrií. Přesná geometrie zrna není pevně dána, a proto se aproximuje matematickými modely.

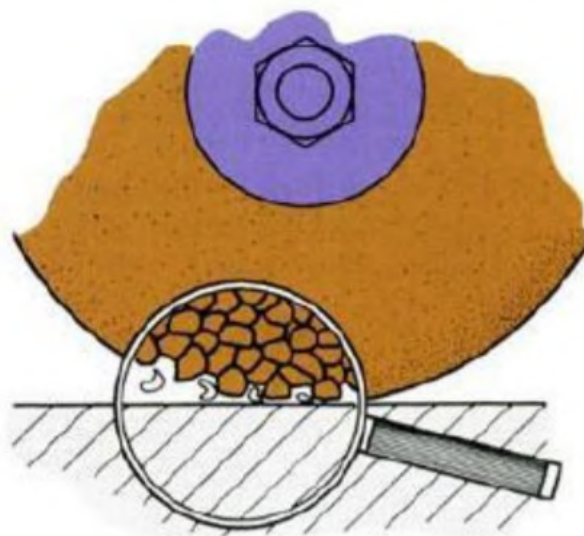


Obr. 3.7: Použití laseru pro výrobu implantátů z Y-TZP [57]

Díky různým geometrickým tvarům zrn a jejich nepravidelnosti na brousícím nástroji se v průběhu broušení odebrává nepravidelná tříška viz obr. 3.8.

V některých případech se při broušení používají volná zrna, která se do místa kontaktu přivádí pomocí suspenze ve vhodné řezné kapalině [53]. Při dentálním broušení se využívá pouze zrn pevně spojených s nástrojem a řezná kapalina plní funkci odvodu tepla, které při broušení vzniká a odvodu třísek. Pro kompenzaci vychýlení nástroje a stability celého procesu je nutné předvídat chování řezných sil. Predikce je však díky mnohonásobnému kontaktu řezných zrn velice náročná.

Při broušení dentální keramiky probíhá úběr materiálu opakovaným pronikáním, třením a škrábáním brusných zrn po obráběném materiálu za vysoké rychlosti. Úběr spočívá v křehkém obrábění, tvárném obrábění nebo jejich kombinací [58]. Při broušení s použitím velkých rychlostí posuvu se tříška odebrává díky šíření příčné trhliny obrobkem. Vznikající radiální trhliny mohou způsobit nechtěné poškození



Obr. 3.8: [57]

v povrchových vrstvách a výsledný povrch je drsný. Tento fakt spěje k tomu, že je cílem uplatnit úběr materiálu pomocí tvárného obrábění i na úkor menšího úběru materiálu a delších výrobních časů. Tvárného úběru třísky lze dosáhnout v případě, že je hloubka řezu menší než kritická hloubka řezu. Kritická hloubka řezu je dána vztahem 3.1.

$$d_c \approx \left(\frac{E}{H} \right) \times \left(\frac{T}{H} \right)^2 \quad (3.1)$$

Kde:

d_c [mm] = kritická hloubka řezu

E [$\text{N} \times \text{mm}^{-2}$] = modul pružnosti materiálu

T [$\text{N} \times \text{mm}^{-2}$] = houževnatost materiálu

H [$\text{N} \times \text{mm}^{-2}$] = tvrdost materiálu

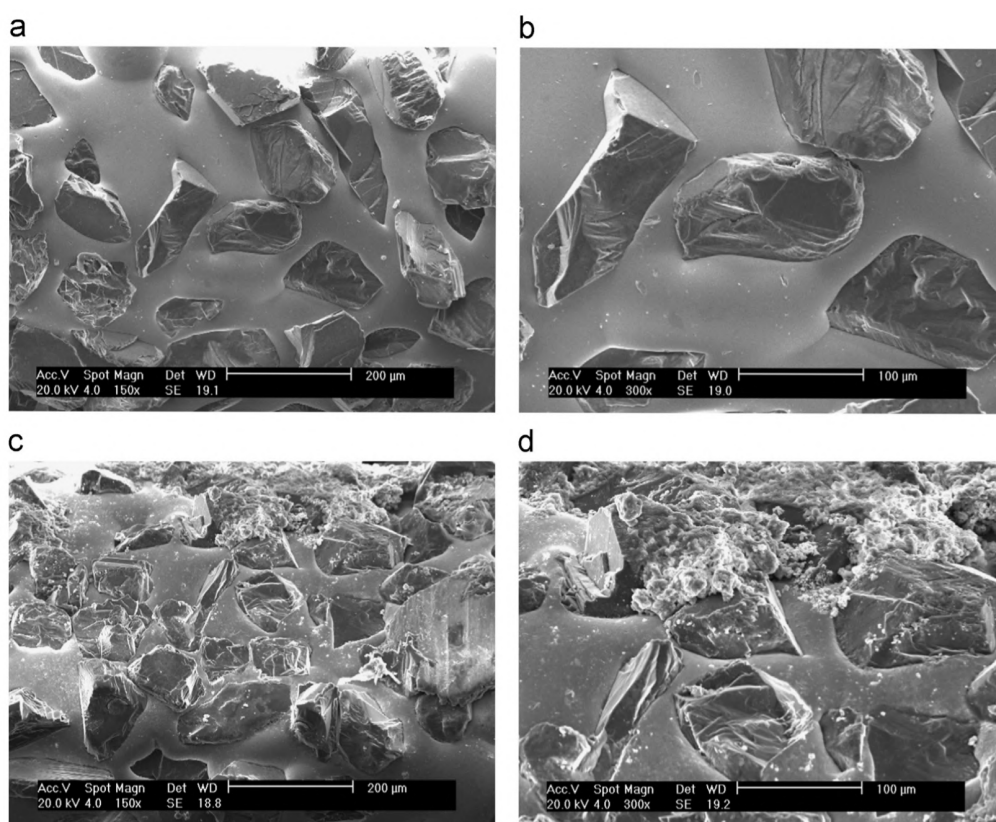
Při běžném broušení při nízkých otáčkách toho lze dosáhnout použitím nízké rychlosti obrábění nebo menší šířky záběru ostří. Účinným přístupem je tedy zvýšení rychlosti broušení, která vede ke snížení množství nežádoucích křehkých lomů při obrábění dentálních keramických materiálů. Bylo zjištěno, že vyšší rychlost vede ke snížení sil, ale drsnost povrchu, pevnost v lomu a tvrdost zůstaly nedotčeny [59][60].

Po procesu broušení je drsnost povrchu malá, ale ve většině případů pozbývá požadovaný estetický skelný lesk. Proto je třeba obrobené materiály, ještě leštit. Leštění je v mnoha ohledech podobné broušení, ale v menším měřítku s menšími

velikostmi zrn leštících materiálů [61]. Nerovnosti na povrchu se vyhlazují převážně díky plastickému tečení materiálu na základě druhu obráběného materiálu a leštidla.

Opotřebení břitů

Na obr. 3.9 lze vidět snímky z elektronového mikroskopu a změny zrn brousícího nástroje v průběhu broušení dentálních keramických materiálů. Obr. 3.9 a) a b) ukazuje stav zrn před obráběním s rozdílným zvětšením. Zrna jsou velmi čistá a bez viditelných nečistot. Na obr. 3.9 c) a d) jsou ukázány zrna po broušení lithium disilikátové keramiky. Jak lze vidět, nedošlo k žádnému významnému opotřebení diamantových zrn.



Obr. 3.9: Snímky diamantového nástroje z elektronového mikroskopu [57].

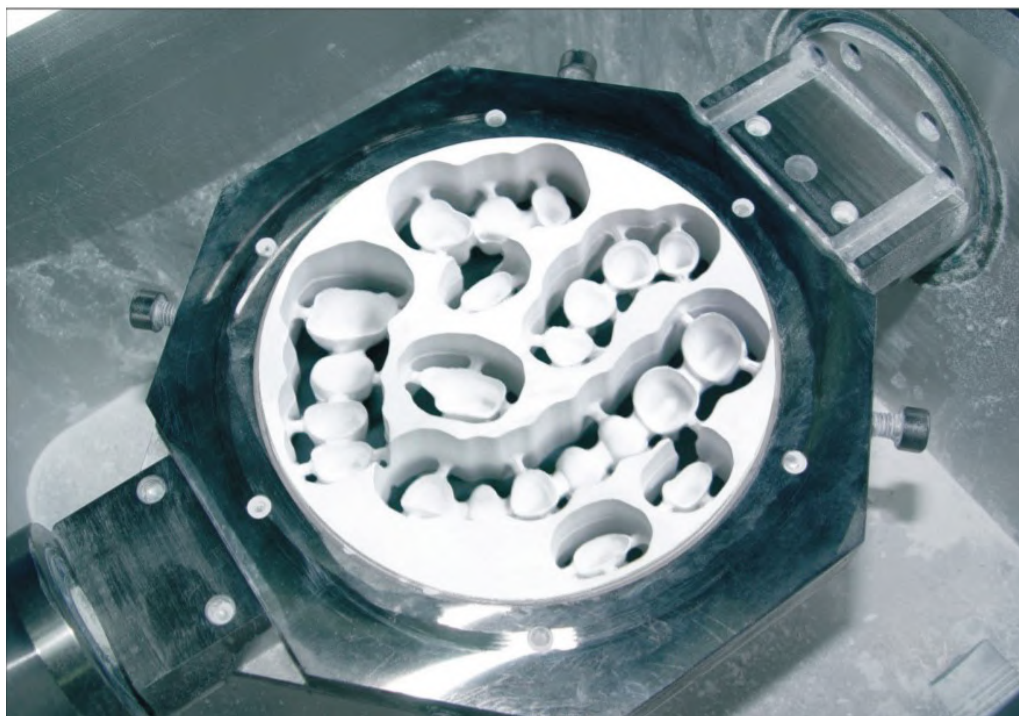
Dle studie z roku 2015 [62] vyšlo najevo, že obrábění slinuté lithium disilikátové keramiky, keramiky na bázi leucitu a nebo živce nezpůsobuje výrazné opotřebení diamantových brousících nástrojů. Vyšlo také najevo, že bez použití řezné kapaliny dochází k ulpívání obráběného materiálu mezi zrna, což vede k nestabilitě procesu, vibracím a blokaci pronikání zrn do materiálu. Tyto problémy vedou samozřejmě k vyšším řezným silám. Aplikace řezné kapaliny napomáhá odvodu třísek a tím pádem zabrání ucpávání.

3.2.3 Obrábění frézováním

Pro obrábění keramiky ve slinutém stavu se v případech, kdy není až tak důležitá přesnost a jakost povrchu frézuje pomocí nástrojů ze slinutých karbidů wolframu a titanu. Princip úběru materiálu je podobný jako u broušení. Díky vysoké křehkosti dochází v místě kontaktu nástroje a obrobku k tvorbě malých trhlin, které narůstají podél řezné hrany [46]. Narušený materiál se dále odděluje vylamováním a odprýskáváním malých plošek. Důležitý faktor je malý posuv nástroje na jednu otáčku, kdy při jeho vyšších hodnotách může docházet k razantnímu zvýšení řezných sil a vzniku nežádoucích vibrací.

Frézování dentální keramiky probíhá v jejich neslinutém, měkčím stavu. Nejčastěji se frézuje neslinuté ytrem stabilizované zirkonium. Po frézování vždy přichází na řadu slinování za vysokých teplot. Např. již zmíněné ytrem stabilizované zirkonium se většinou slinuje 2 hodiny za teploty 1530 °C [63].

Výhody frézování ve slinutém stavu jsou v eliminaci nepřesnosti díky slinutí a zmenšení objemu a taky nejsou nutné vyšší pořizovací náklady na slinovací pec. Nevýhodou je nutnost použití systému s vysokou stabilitou a tuhostí, delší doby frézovacího procesu a vysoké opotřebení řezných nástrojů [64].



Obr. 3.10: Vyfrézované zubní náhrady z oxidu zirkoničitého před slinovacím procesem [64].

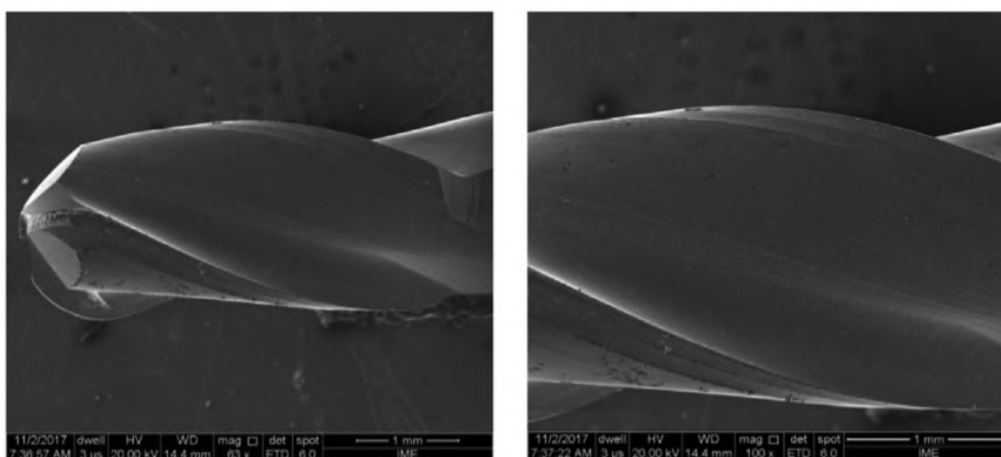
Charakteristika dentálního frézování

Při frézování dochází k odebrání materiálu jednou nebo více hranami rotujícího řezného nástroje, kdy je osa nástroje kolmá na řezaný materiál. To způsobuje stříh materiálu na rozhraní ostří řezného nástroje a odlamování materiálu ve formě třísek [58]. Při frézování keramiky v neslinutém stavu jsou materiálové charakteristiky nižší, a tudíž je možné zvýšit procesní parametry, aby se zkrátila doba frézování. Díly mohou být vyráběny v podobné kvalitě jako při obrábění slinuté keramiky, ale s nižším počtem použitých nástrojů [65]. Proto se taky přiklání k frézování neslinuté keramiky s následující slinutím. Se slinutím se pojí zmenšení objemu vyrobené zubní náhrady, a proto programy dentálních laboratoří umí dle zadaného materiálu vypočítat zvětšení tak, aby po slinování byly dodrženy požadované rozměry. Pro správnou výrobu např. zubních korunek je třeba použít 5 osou frézku, a to hlavně pro tvorbu podsekřivin.

Dentální keramika se frézuje za sucha nebo za použití biokompatibilních řezných kapalin.

3.2.4 Opotřebení břitů

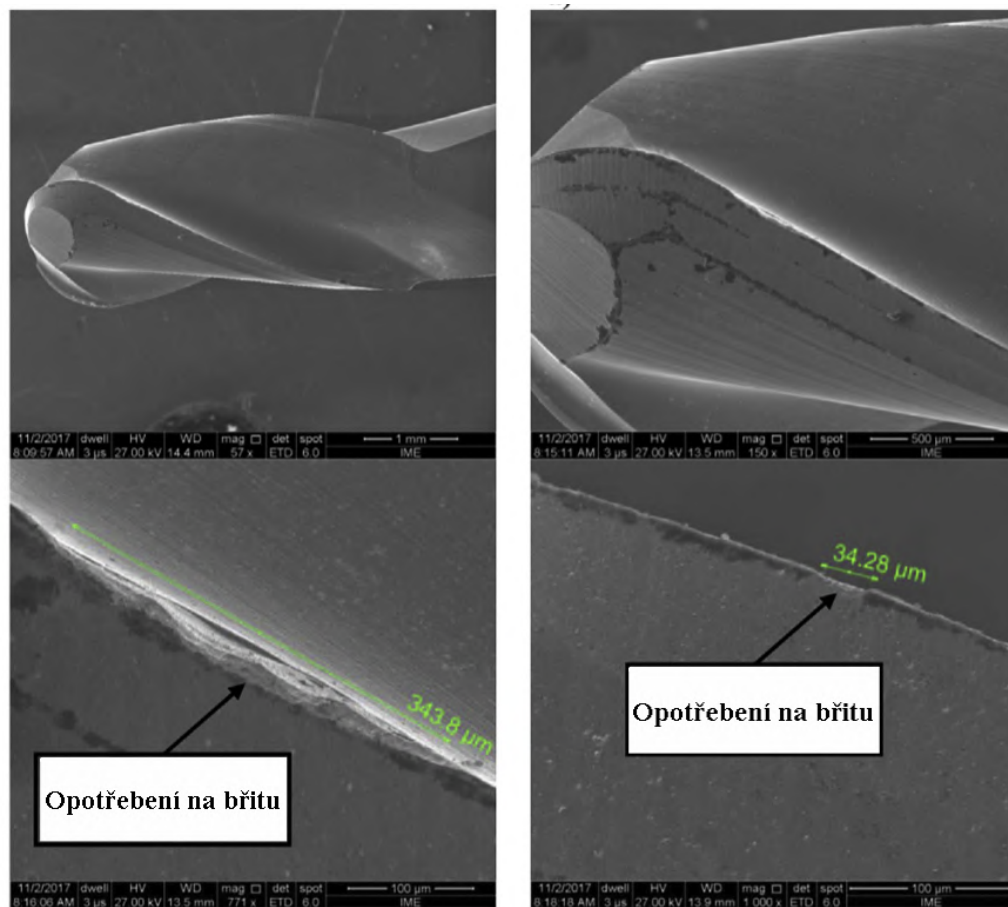
Na obr. 3.11 lze vidět frézu z karbidu wolframu s průměrem $D = 2\text{mm}$ před obráběním. Fréza má malou drsnost povrchu a dobře definovanou geometrii. Po 17 hodinovém provozu byla fréza očištěna pod tlakem vzduchu, vysušena a pozorována elektronovým mikroskopem.



Obr. 3.11: Fréza z karbidu wolframu před obráběním ytriem stabilizovaného oxidu zirkoničitého [63].

Opotřebení frézy hraje roli ve výsledné kvalitě povrchu. Dle studie [63] bylo zjištěno, že průměrná drsnost povrchu obráběním nové a použité frézy vzrostlo z

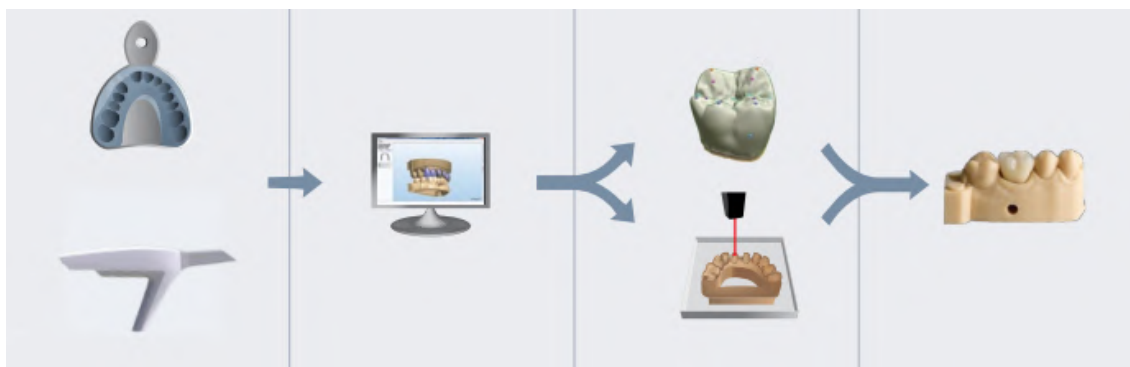
$R_a = 0,386 \pm 0,15 \mu\text{m}$ na $R_a = 0,582 \pm 0,18 \mu\text{m}$



Obr. 3.12: Fréza z karbidu wolframu po obrábění ytrem stabilizovaného oxidu zirkoničitého [63].

4 VÝROBA ZUBNÍ NÁHRADY

Ve spolupráci s firmou VirtuosS 3D s.r.o (Česká republika, Ostrava) byl v jedné z jejich školících laboratoří v Brně rozebrán proces ošetření zubním implantátem se zaměřením na srovnání ekonomičnosti výroby zubní korunky broušením z materiálu VITA ENAMIC a 3D tiskem z materiálu Temporis DD-1000. Prostory laboratoře se nacházejí v nové zubní ordinaci Confidentia s.r.o., která nabízí péči 14 zubařů na jednom místě. Primárním cílem firmy VirtuosS je školit zákazníky používat moderní dentální systémy a prodej kompletních dentálních systémů.



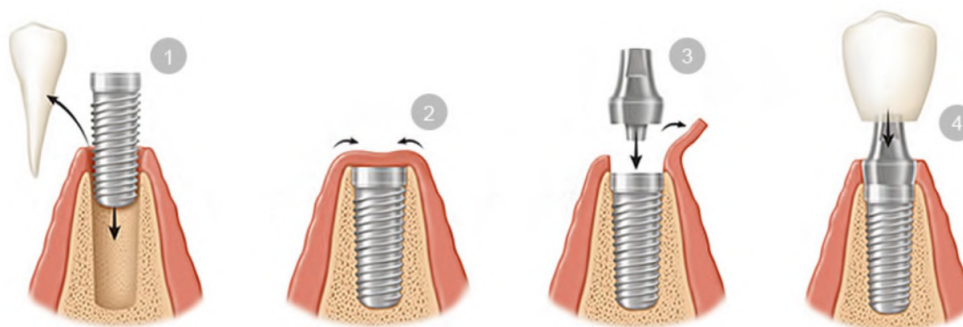
Obr. 4.1: Pracovní proces při výrobě nové zubní korunky. 1. Naskenování zubního chrupu. 2. Design virtuálního modelu. 3. Vymodelování zubní korunky. 4. Finální úpravy [66]

Ošetření pomocí zubních implantátů lze rozdělit na několik fází. První je návštěva lékaře, diagnostika, 3D rentgen, vyšetření pacienta a navržení léčebného plánu. Proběhne prohlídka celé ústní dutiny, vyhodnocení situace v místě implantace, vysvětlení celkového průběhu léčby, upozornění na spjatá rizika a odhad ceny celého procesu.

Druhá fáze obnáší zavedení implantátu do čelistní kosti a následuje hojící období, které trvá 1,5 až 6 měsíců. Před samotným implantováním je dopředu vyrobena dočasná korunka, která má estetickou a krycí funkci a zajišťuje, aby na zavedený implantát byly vyvíjeny co nejmenší síly při kousání. Taktéž fixuje pohyb implantátu, který by se jinak nezahojil. Ihned po zavedení implantátu je nasazena provizorní korunka. Zavedení implantátu jinak označovaném jako implantace není z chirurgického pohledu náročná operace. Provádí ji dentista přímo v ordinaci na běžném zubařském křesle.

Po vhojení implantátu následuje nasazení nástavby a dále jeho otisk včetně okolních zubů a protilehlého oblouku. Z toho se poté vyrobí sádrový model chrupu, ze kterého čerpá laborant při navrhování finální zubní korunky. Otiskávací fáze je pro pacienta vždy zdoluhavá a nepříjemná a někdy docházelo ke vzniku nepřesností

z důsledku sundávání otiskovacích hmot z chrupu. V dnešní době se proto přechází na skenování zubního chrupu pomocí intraorálních skenerů.



Obr. 4.2: Postup při léčbě zubním implantátem. 1. Voperování implantátu. 2. Fáze vhojení. 3. Nasazení nástavby (abutmentu). 4. Nasazení zubní korunky (převzato a upraveno z [67]).

4.1 3D Skenování

Za účelem namodelování zubní korunky byl pro sken chrupu nejmenovaného pacienta použit bezdrátový intraorální skener 3shape TRIOS. Digitalizace skenerem je založena na principu pořizování 3000 dvourozměrných snímků za sekundu v kombinaci s promítáním bílého světla, které je poté z promítaného povrchu zpětně snímáno zabudovanou kamerou. Skener měří s přesností až 6 μm . Získaná data se v reálném čase promítají v programu Trios Design Studio na počítači, ze kterého obsluha ihned pozná, zda byl chrup naskenovaný správně a může velice lehce oříznout měkké tkáně či naskenované nepřesnosti. Skenování probíhá následujícím postupem: První se naskenuje celé spodní patro. Následně celé vrchní patro a poté je pacient požádán o skus a skenuje se jak pravá, tak levá strana skusu, která umožní spojit obě poloviny chrupu a najít jejich funkční dotyky.

4.2 Modelace zubní korunky

Z předchozího skenu zubního chrupu se indentifikuje a vybere zub, který se bude nahrazovat, přijde na něj nová zubní korunka nebo jakákoliv jeho úprava. Jako model jsme použili sken pacienta, u kterého předcházelo obroušení původního nezdravého zubu do tzv. pahýlu, který svým tvarem bez podsekřivin umožňuje správné výrobě, nasazení a nalepení nové zubní korunky. Modelování proběhlo v programu 3Shape



Obr. 4.3: Bezdrátový skener 3Shape TRIOS.

Dental SystemTM, což je profesionální CAD software určený primárně pro zubaře s velice intuitivním prostředím.

V první fázi je třeba vytvořit preparační linii. Ta určuje hranici a dosed nové zubní korunky a vytváří tzv. marginální mezeru, která vzniká díky nepřesnosti obrábění a skenování a je snahou, aby byla co nejmenší. Po definování marginální linie si doktor z knihovny nabízených zubů vybere takový, který co nejlépe odpovídá původnímu zubu nebo okolním zubům. Poté může model různými nástroji upravovat, zvětšovat, zmenšovat, posouvat tak, aby splňoval všechny požadované vlastnosti. Pokud je se svou prací spokojen, vygeneruje se z navržené zubní korunky její STL model, který putuje k výrobě.

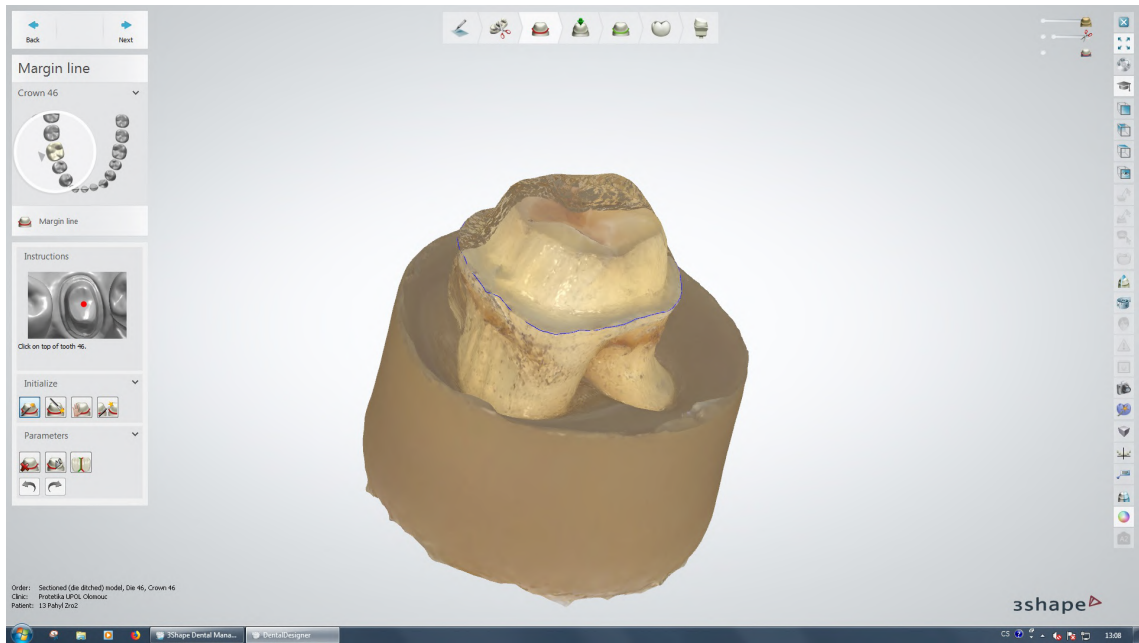
4.3 Výroba korunky pomocí broušení

4.3.1 Obráběcí stroj

Zubní korunka byla vyrobena strojem Arctica Engine (viz. obr. 4.5) od společnosti KaVo z materiálu VITA ENAMIC. Stroj nabízí možnost 5 osého obrábění a kombinace frézování a broušení. Je kompatibilní s jakýmkoli na trhu dostupným dentálním skenerem, který umožňuje generovat typické formáty jako např. STL.

Základní technické parametry KaVo Arctica Engine jsou následující:

- Rozměry a hmotnost
 - Šířka 773 mm
 - Délka 600 mm
 - Výška 600 mm
 - hmotnost 99 kg
- Nástroje



Obr. 4.4: Definice marginální linie.



Obr. 4.5: Pětiosý obrábění stroj KaVo Arctica Engine.

Pro obrábění sklokeramiky, lithium silikátové keramiky a lithium disilikátové keramiky jsou určeny nástroje:

- Diamantový brousící čep D0,6 (Mat. č. 1.008.7090)
- Diamantový brousící čep D1 (Mat. č. 1.008.7088)
- Diamantový brousící čep D2 (Mat. č. 1.008.7087)
- Diamantový brousící čep D3,6 (Mat. č. 1.008.7089)

Pro obrábění titanu, jeho slitin a plastů:

- Titanový frézovací čep D1 s dlouhou osou (Mat. č. 1.008.7099)
- Titanový frézovací čep D0,5 (Mat. č. 1.008.7098)
- Titanový frézovací čep D2 (Mat. č. 1.008.7097)
- Titanový frézovací čep D1 (Mat. č. 1.008.7096)

Pro obrábění zirkonia:

- WC frézovací čep D2 s dlouhou osou (Mat. č. 1.008.7095)
- WC frézovací čep D1 s dlouhou osou (Mat. č. 1.008.7094)
- WC frézovací čep D1 (Mat. č. 1.008.7093)
- WC frézovací čep D0,5 (Mat. č. 1.008.7092)
- WC frézovací čep D2 (Mat. č. 1.008.7091)

Fréza má držák pro 6 nástrojů a ty si před jejich použitím kontroluje laserem, zda-li jsou dostatečně ostré a vhodné pro použití a zda není nutná jejich výměna. Pro frézku je použit operační program KaVo CAD/CAM Software Suite 3.1. Spotřeba energie se pohybuje od 250W do 600W. Jako chladící médium byla použita voda v kombinaci s KaVo Everest [®]Coolant v poměru 1:25. KaVo Everest [®]Coolant je biokompatibilní a splňuje i funkci mazání. Hlučnost stroje je maximálně 70 dB.

4.3.2 VITA ENAMIC

Pro obrábění byl použit blok o velikosti 12x14x18mm z hybridní keramiky VITA ENAMIC viz obr. 4.6



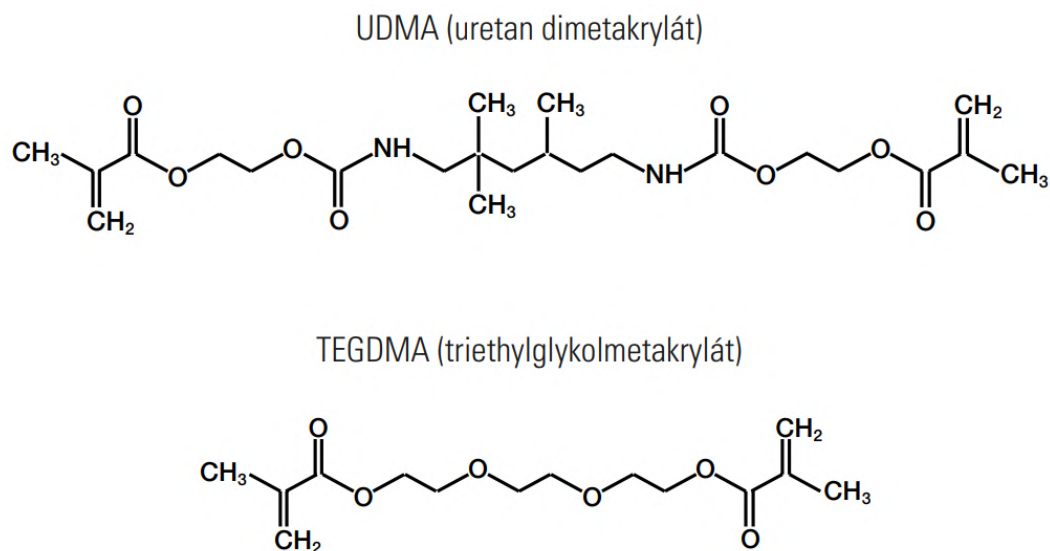
Obr. 4.6: Bloky VITA ENAMIC.

Materiál VITA ENAMIC je první dentální hybridní keramika s duální sítovou strukturou, uvedená na trh v roce 2014. Kombinuje pozitivní vlastnosti keramiky a kompozitních materiálů, což spěje k perfektní kombinaci stability, elasticity, nižší náchylnosti ke křehkému lomu a velmi dobrou opracovatelnost pro CAD/CAM. VITA ENAMIC se skládá z interní strukturní matrice, kdy se její póry plní polymerním materiálem. Podíl anorganické keramiky je 86 hmotnostních % (75 obj.%) a organického polymeru 14 hmotnostních % (25 obj. %).

Výroba VITA ENAMIC se uskutečňuje infiltrací porózního keramického základního tělesa pomocí monomerové směsi a následuje vytvrzení na polymer. Složení VITA ENAMIC je následující:

Název oxidu	Chem. značení	Podíl v hm. %
Oxid křemičitý	SiO ₂	58 - 63
Oxid hlinitý	Al ₂ O ₃	20 - 23
Oxid sodný	Na ₂ O	9 - 11
Oxid boritý	K ₂ O	4 - 6
Oxid zirkoničitý	B ₂ O ₃	0,5 - 2
Oxid vápenatý	ZrO ₂	< 1
Oxid vápenatý	CaO	< 1

Tab. 4.1: Složení keramického podílu VITA ENAMIC.



Obr. 4.7: Složení polymerního podílu VITA ENAMIC.

Hustota	2,1 g/cm ³	Pevnost v ohybu	150 - 160 MPa
Statické lomové zatížení	2 766 N	Odolnost vůči prasknutí	1,5 MPa
Tvrдость	2,5 GPa	Modul pružnosti	30 GPa

Tab. 4.2: Mechanicko fyzikální vlastnosti VITA ENAMIC.

4.3.3 Workflow

V první fázi jsme nahráli STL soubor zubní korunky vygenerovaný z programu v předchozím kroku do PC stanice, která řídí frézovací jednotku. Po úspěšném importu je STL soubor zobrazen v 3D verzi a je třeba definovat, o jakou náhradu se jedná, jaký materiál se bude obrábět a jaká je jeho barva. V našem případě je zvolen materiál VITA ENAMIC, typ zubní náhrady je korunka a barva IM2-T.

Po potvrzení následuje přesun do prostředí, kde je třeba správně definovat umístění korunky vzhledem k obráběnému bloku. Zde se definuje, kde na zubní náhradě se nachází marginální linie, která je obrobena s větší přesností tak, aby nevznikaly problémy spojené s nepřesným dosednutím korunky. Dále se nadefinoval konektor – místo spojení s vyrobenou korunkou a podstavcem. Po těchto operacích si již program automaticky vygeneruje celkový proces obrábění včetně rezných podmínek a vyhodnotí dle zadaných parametrů, které nástroje bude potřeba použít vzhledem k obráběnému materiálu a procesu obrábění. Program je naprogramován tak, aby s ním měl laborant minimum práce.

Pro výrobu zubní korunky z materiálu VITA ENAMIC byly použity 3 brousící nástroje určené přímo pro Arctica Engine od firmy KaVo. Na obr. 4.9 jsou zobrazeny základní rozměry použitých brousících nástrojů.

- Diamantový brousící čep D0,6 (viz obr. 4.8 pozice 4)
- Diamantový brousící čep D1 (viz obr. 4.8 pozice 3)
- Diamantový brousící čep D2 (viz obr. 4.8 pozice 2)

Díky chybě programátora je třeba vložit do nástrojového držáku i čtvrtý nástroj s D3,6, který ale nebude pro proces výroby použit. Před samotným spuštěním obrábění systém ukáže, které nástroje budou dle vybraného materiálu potřeba.

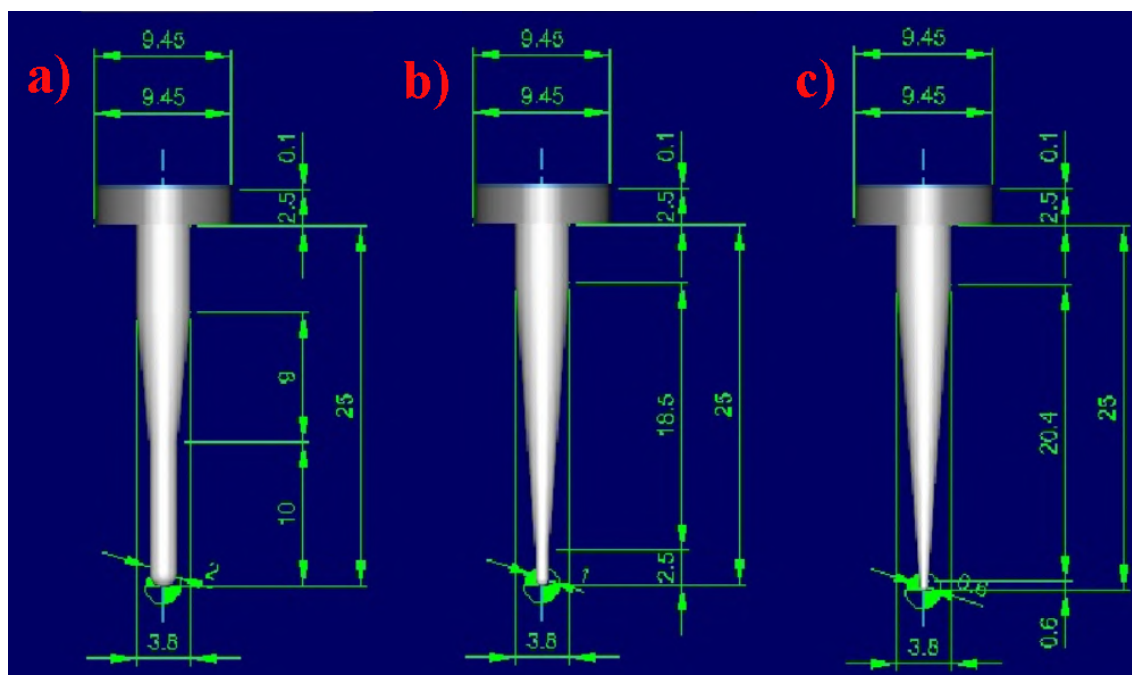
Pro další pokračování bylo nutné zasadit blok VITA ENAMIC do frézky. Dále bylo nutno položit krabičku od bloků VITA ENAMIC na frézku, která si pomocí RFID čipu potvrdila správnost vybraného materiálu. Frézka Kavo Arctica Engine si poté laserem zkontrolovala ostrost všech použitých nástrojů a začal samotný proces obrábění.

Pro výrobu zubní korunky byly vygenerovány následující obrábění strategie:

1. Hrubování na spodní straně zubu - v dutině (3D Axis parallel peeling)



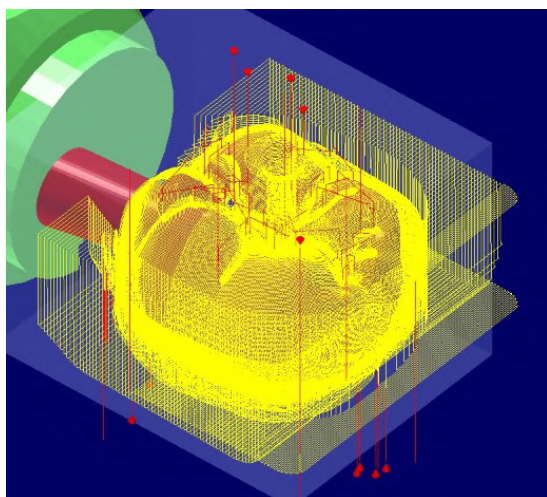
Obr. 4.8: Nástroje potřebné pro obrobění požadovaného tvaru korunky z materiálu VITA ENAMIC



Obr. 4.9: Rozměry nástrojů a) $\phi D = 2\text{mm}$ b) $\phi D = 1\text{mm}$ c) $\phi D = 0,6\text{mm}$

- Nástroj 31 - $\phi D = 2\text{ mm}$
2. Předdokončovací operace v dutině pro nasazení (5X Boss finishing)
- Nástroj 30 - $\phi D = 1\text{ mm}$

3. Dokončování dutiny pro nasazení (5X Boss finishing)
 - Nástroj 30 - $\phi D = 1$ mm
4. Dokončování vnějšího povrchu v blízkém okolí marginální linie (5X Boss finishing)
 - Nástroj 30 - $\phi D = 1$ mm
5. Hrubování na vrchní straně zubu (3D Axis parallel peeling)
 - Nástroj 31 - $\phi D = 2$ mm
6. Hrubování díry z vrchní strany zubu (Spiral milling)
 - Nástroj 31 - $\phi D = 2$ mm
7. Hrubování v oblasti konektoru ze spodní strany zubu (3D Axis parallel peeling)
 - Nástroj 31 - $\phi D = 2$ mm
8. Dokončování na spodní straně zubu (3D Rework)
 - Nástroj 30 - $\phi D = 1$ mm
9. Dokončování na vrchní straně zubu (3D Rework)
 - Nástroj 31 - $\phi D = 2$ mm
10. Dokončování fisury - spáry (3D Automatic restmachining)
 - Nástroj 30 - $\phi D = 1$ mm
11. Dokončování fisury - spáry (3D Automatic restmachining)
 - Nástroj 33 - $\phi D = 0,6$ mm
12. Dokončování konektoru (Reduce connector size)
 - Nástroj 33 - $\phi D = 0,6$ mm



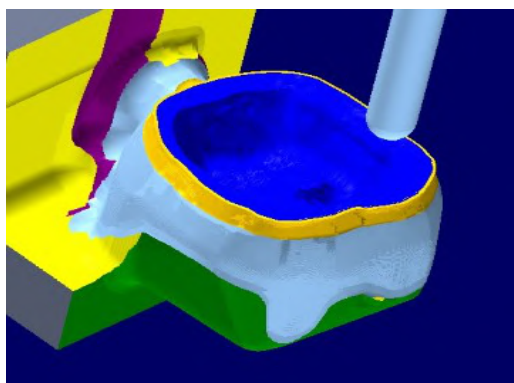
Obr. 4.10: Viditelné dráhy nástrojů při jednotlivých krocích řezného procesu.

Frézovací strategie se liší pro každý typ materiálu a stejně tak pro každý jiný typ indikace. Například při frézování zubní korunky, která přijde na nastavbu je až na jejím konci frézování vnitřní díry. Tyto strategie jsou vyvíjeny firmami SUM3D a Hyperdent, kdy si poté výrobci fréz jednotlivé programy implementují do jejich výrobků. Celý proces je předem nasimulován a je možno ho zobrazit v programu hyperVIEW 2012, kde lze vidět a upravit řezné podmínky. Součástí je simulace procesu broušení krok po kroku a také zobrazení drah nástroje při všech 12 krocích obráběcího procesu. Pro laboranta je toto prostředí nepodstatné, poněvadž si program dokáže automaticky nastavit řezné podmínky a taktéž vygenerovat op-

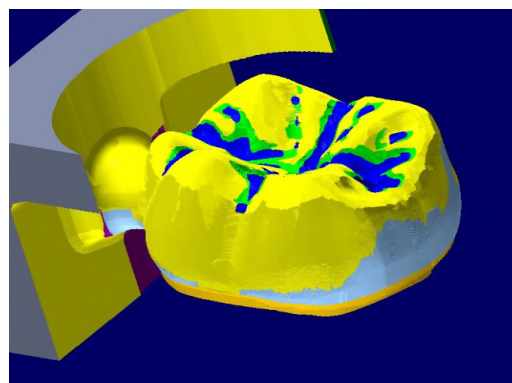
timální dráhy jednotlivých operací, stejně jako použití jednotlivých nástrojů.

Po dokončení brousícího procesu byla korunka vyjmuta a byl odstraněn konektor, který se předem definoval. Odstranění proběhlo pomocí mikromotoru KaVo K-Ergogrip, který splňuje přibližně 50 000 otáček za minutu.

Finální podoba zubní korunky po odstranění a zabroušení konektoru je vidět na obr. 4.13.



(a) Dokončovací operace č. 8.



(b) Dokončovací operace č. 11.

Obr. 4.11: Ukázka simulace v programu hyperVIEW 2012.

4.3.4 Výroba korunky 3D tiskem

3D tiskárna

Druhá korunka byla vyrobena na 3D tiskárně XFAB 2500 PD (viz obr. 4.12 od společnosti DWS Systems z materiálu Temporis DD 1000. XFAB 2500 PD je 3D tiskárna založena na principu SLA (stereolitografie) určená pro malé a středně velké laboratoře. Kromě tisku z 5 dentálních materiálů nabízí i tisk ze 7 materiálů určených pro zlatnický a šperkařský průmysl. Všechny materiály jsou navrženy, vyvinuty a vyrobeny ve firmě DWS pro zaručení kvality hotového výrobku a optimální fyzicko-mechanické vlastnosti. 3D tiskárna je ovládána pomocí programů Nauta a Fictor, které nabízí automatickou generaci podpor, intuitivní prostředí pro dentisty, úpravu podpor, otáčení objektem, úpravu jeho pozice a mnohé další funkce. Tiskárna je vhodná na výrobu neviditelných rovnátek, dentálních modelů, biokompatibilních chirurgických šablon apod.

Základní technické parametry XFAB 2500 PD jsou následující:

- Hlavní charakteristika
 - Válcová pracovní plocha o $\phi D = 180$ mm;
 - 5 materiálů pro zubní lékařství;



Obr. 4.12: 3D tiskárna XFAB 2500 PD společnosti DWS Systems.

- 7 materiálů pro průmyslové aplikace a šperky;
- kompaktní design pro stolní použití;
- USB připojení plug and play;
- automatické vytápění a regulace teploty materiálu;
- není nutná kalibrace
- Laserový zdroj: Solid State BluEdge®
- Tloušťka jedné vrstvy: 10 - 100 μm (v závislosti na materiálu)
- Rozměry: 400 x 600 x 642 mm

Temporis DD-1000

Temporis DD - 1000 je vytvrditelný nanokompozit určený pro výrobu zubních korunek a můstků. Na trhu je k dispozici v různých odstínech a pro dokonalé individuální přizpůsobení může být po výrobě napigmentován. Základní mechanicko-fyzikální vlastnosti materiálu Temporis DD-1000 jsou na tab. 4.3

Workflow

Vygenerovaný model v STL souboru jsme importovali do programu NAUTA. Dále bylo třeba model narotovat tak, aby nevznikaly podsekřiviny a poté přidat supporty

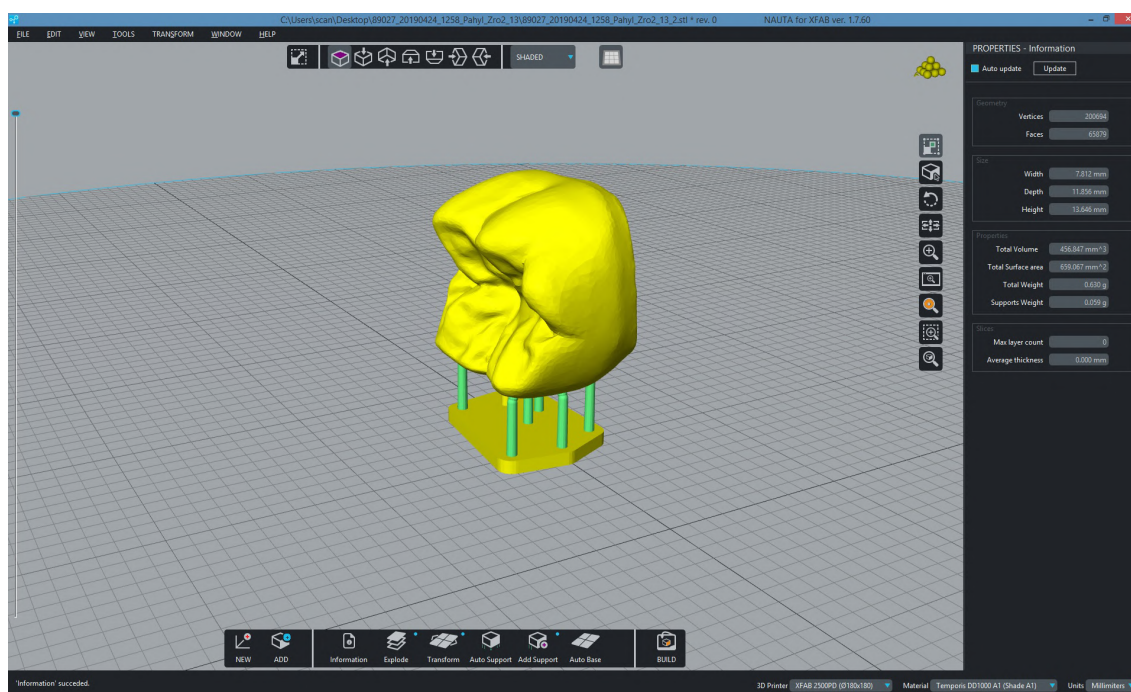


Obr. 4.13: Vyrobené zubní korunky. Vpravo 3D tisk, vlevo frézování.

Tvrдость	92 Shore D	Pevnost v ohybu	85 - 135 MPa
Pevnost v tlaku	290 MPa	Absorpce vody	< 40 mg/ μm^3

Tab. 4.3: Mechanicko-fyzikální vlastnosti Temporis DD-1000

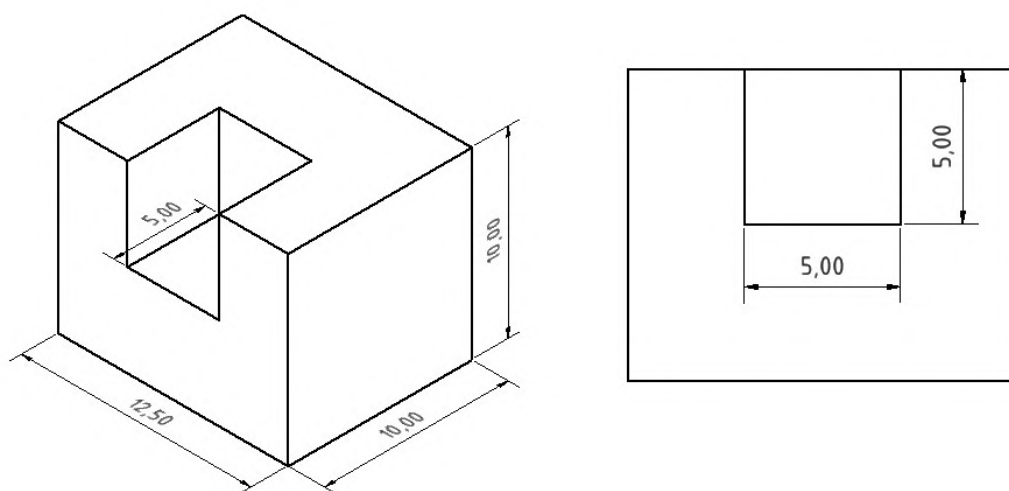
a základnu pro tisk. Poté byl materiál ve formě tekutiny s hustotou $1,38 \text{ g/cm}^3$ nalit do vytvrzovací nádoby a vložen do 3D tiskárny. Ta byla nakalibrována a pak již započal samotný tisk. Po vytisknutí zubní korunky bylo třeba ji zbavit podpor a poté očistit v alkoholu po dobu přibližně 5 minut.



Obr. 4.14: Příprava na tisk v programu NAUTA.

4.4 Srovnání přesnosti výroby obráběním a 3D tiskem

Jedním z cílů zadání firmy VirtuosS s.r.o. bylo zjistit přesnosti výroby jednotlivých výrobků na frézce KaVo Arctica Engine a dentální 3D tiskárně XFAB 2500 SD. Pro měření přesnosti byla navržena kostička o rozměrech 12,5 x 10 x 10 mm s výřezem o velikosti 5 x 5 x 5 mm a byla vyrobena ve 2 duplikátech jak na frézce, tak na 3D tiskárně. Kostičku lze vidět na obrázku 4.15. Na těchto kostičkách byly změřeny velikosti jednotlivých stran, které jsou popsány v tabulce 4.5. Po prvním frézování a měření vyplynulo, že fréza obrábí nedostatečně přesně kvůli kalibraci, a tudíž byla před dalším frézováním nakalibrována. Poté byly vyfrézovány a vytisknuty 2 kostičky a proběhlo nové měření.



Obr. 4.15: Výkres vyrobené kostičky.

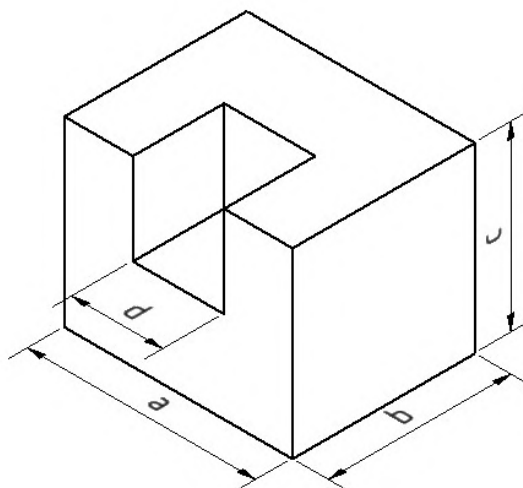
Měření vnějších rozměrů bylo provedeno pomocí třmenového digitálního mikrometru Mitutoyo 523 - 521 - 30, který má přesnost 2 μm a rozsah 0 - 25 mm. Měření vnitřního vybrání bylo provedeno pomocí dutinového mikrometru SOMET 251430 s přesností 10 μm a rozsahem 3 - 10 mm. Oba mikrometry lze vidět na obrázku 4.16.

4.5 Porovnání ekonomičnosti výroby obráběním a 3D tiskem.

Tato kapitola představuje zhodnocení výrobního postupu z hlediska zvolené technologie výroby zubní korunky.



Obr. 4.16: Mikrometry pro měření přesnosti vyrobené kostičky.



Obr. 4.17: Popis hodnot pro následující měření.

a [mm]		b [mm]		c [mm]		d [mm]	
Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk
12,744	12,420	10,246	9,905	9,984	10,033	4,715	5,002
12,768	12,419	10,177	9,913	10,001	10,022	4,800	5,011
12,714	12,419	10,146	9,910	9,995	10,035	4,764	5,015
12,727	12,426	10,151	9,910	10,015	10,055	4,816	5,009
12,748	12,420	10,136	9,907	10,023	10,054	4,776	5,003
12,740	12,420	10,171	9,909	10,004	10,040	4,774	5,008

Tab. 4.4: Výsledky prvního měření.

První kostička							
a [mm]		b [mm]		c [mm]		d [mm]	
Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk
12,578	12,420	10,075	9,905	10,009	10,033	4,995	5,002
12,556	12,419	10,046	9,913	10,016	10,022	4,969	5,011
12,559	12,419	10,052	9,910	10,023	10,035	4,978	5,015
12,582	12,426	10,049	9,910	10,019	10,055	4,985	5,009
12,566	12,420	10,063	9,907	10,025	10,054	4,979	5,003
12,568	12,420	10,057	9,909	10,018	10,040	4,981	5,008
Druhá kostička							
a [mm]		b [mm]		c [mm]		d [mm]	
Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk	Fréza	3D tisk
12,540	12,435	10,064	9,954	10,020	10,045	4,957	5,003
12,582	12,445	10,049	9,965	10,005	10,031	4,974	5,009
12,565	12,415	10,050	9,972	10,024	10,028	4,981	5,008
12,544	12,426	10,055	9,959	10,017	10,037	4,975	5,013
12,575	12,420	10,043	9,961	10,011	10,049	4,977	5,008
12,561	12,428	10,052	9,962	10,015	10,038	4,973	5,008

Tab. 4.5: Výsledky třetího měření.

4.5.1 Ekonomické zhodnocení výroby

Pro porovnání ekonomičnosti můžeme ignorovat čas strávený skenováním a přípravou STL modelu zubní korunky, poněvadž je tento čas pro obě metody totožný a vy-

stupuje se ze stejného STL souboru. Výroba zubní korunky na frézce KaVo Arctica Engine trvala průměrně 45 minut a 23 sekund. Výroba 3D tiskem na tiskárně XFAB 2500 SD trvala průměrně 53 minut a 46 sekund. Materiál spotřebovaný při výrobě broušením z materiálu VITA ENAMIC odpovídá jednomu bloku, který stojí 500 Kč a opotřebením nástrojů bylo na výrobu jednoho výrobku určeno na 200 Kč. Celkové náklady na výrobu při zanedbání počátečních nákladů je tedy 700 Kč. Materiál spotřebovaný při výrobě 3D tiskem má objem 457 mm^3 a celkovou váhu 0,630 g. Je třeba vzít v potaz i přechod z kapalně fáze na pevnou a odpadní materiál, a tudíž jsme spotřebovaný materiál zaokrouhlili na 1,5 ml. Temporis DD 1000 vychází cenově na 4 700 Kč za 250 ml, a tudíž vychází výroba jedné korunky na 28,2 Kč. Ceny použitých programů a zařízení nebereme v potaz, protože jsou již zakoupeny.

4.5.2 Přesnost výroby

Přesnost výroby na frézce je v řádech setin milimetru a veškeré měřené hodnoty mají přesah od zadaného STL souboru. Největší přesah je $+68 \text{ }\mu\text{m}$. Pro vnější rozměry jsou přesahy uspokojivé, protože si je lékař dokáže zabrousit po nasazení korunky přímo do úst. Při vnitřních rozměrech může vzniknout problém u marginální linie. U výroby kapsy také vznikl problém s neostrými rohy, které mají poloměr $0,6D$ stejně jako poloměr nejmenšího brousícího nástroje. Vnitřní rozměr d je menší o $28 \text{ }\mu\text{m}$, což je pro dentální účely naprosto dostačující.

Přesnost výroby na 3D tiskárně je v řádech setin milimetru a měřené hodnoty mají jak kladnou tak zápornou odchylku. Největší odchylka byla $91 \text{ }\mu\text{m}$, což je v porovnání s frézováním mírně vyšší hodnota. V porovnání s frézkou je 3D tisk schopen vyrobit i ostré rohy v kapsách.

	Frézka	3D tiskárna
Čas výroby	45 minut 23 sekund	53 minut 46 sekund
Přesnost výroby	ve stovkách μm	v desítkách μm

Tab. 4.6: Mechanicko fyzikální vlastnosti VITA ENAMIC.

4.5.3 Diskuze

Při první výrobě kostičky na frézce vznikly až příliš velké rozdílné hodnoty od zadaných, které by v případě výroby zubních korunek určených pro pacienta vedly k velké marginální mezeře a tudíž vymílání pojícího cementu a defektu korunky. Po zkalibrování frézy již vyšly hodnoty přijatelné pro použití. Výroba náhradních zubních korunek vychází celkově na nízké částky v porovnání s částkou, kterou

požaduje většina laboratoří, a tudíž může vznikat otázka, proč je daná operace tak finančně náročná.

Při výrobě frézováním se musí vzít v potaz cena frézky, která vychází přibližně na 800 000 Kč, dále scanner za 600 000 Kč, program za 200 000 Kč a pec na vytvrzování neslínuté keramiky za 100 000 Kč. Náklady na pořízení jsou tedy enormně vysoké a to se promítá do finální ceny zubní korunky, která se pohybuje od 4 do 13 tisíc Kč.

3D tisk zubních korunek je momentálně v začátcích a probíhá razantním vývojem hlavně ohledně použitých materiálů. Ty musí být biokompatibilní, což jsou pouze ve fázi polymeru. Pokud se tedy správně nedodrží vytvrzovací proces, monomer nepolymerizuje kompletně a vzniká biokompatibilní problém. Zubní korunky z 3D tisku momentálně vydrží maximálně 3 roky, což je vzhledem k jejich ceně přijatelné, ale opětovná návštěva doktora minimálně každé 3 roky je pro pacienta nepřijatelná. Další problém je malá trvanlivost materiálů používaných k vytvrzování, což je okolo 6 měsíců. Pro kompletní využití by tedy bylo třeba vyrobit alespoň 30 zubních korunek měsíčně, čehož některé zubní laboratoře nejsou schopny dosáhnout. Certifikovaných materiálů splňujících požadavky biokompatibility je na trhu minimálně, ale v průběhu několika let jich na trh dozajista vstoupí více a výrobci se budou předhánět v životnosti vytvrzených materiálů, což tento problém eliminuje. V závěru vyplývá, že je momentálně výhodnější zubní korunky frézovat a to v případě, že se jich nevyrábí vícero najednou. V tom případě by bylo výhodnější korunky tisknout, protože se na pracovní prostor vleze více korunek. Důležitým faktorem je i trvanlivost zubních korunek, kdy u keramických se uvádí minimálně 5 let a u těch, vyrobených 3D tiskem maximálně 3 roky.

5 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývá obráběním dentálních materiálů pro specifické aplikace. V úvodní části byl shrnut problém biokompatibility včetně rozdělení na biotolerantní, bioinertní a bioaktivní materiály. Díky zaměření na dentální protetické lékařství byly vysvětleny vyškeré části celé zubní náhrady od implantátu až po korunku.

Nejpoužívanějšími materiály pro zubní náhrady jsou titanové slitiny a oxidové keramiky. Obě kapitoly shrnují charakteristiku a problémy spjaté s jejich obráběním i doporučení, jak správně dané materiály efektivně obrábět.

V experimentální části byla provedena výroba zubní korunky pomocí frézování a 3D tisku. Tomu předcházelo skenování pacienta s již připraveným zubním pahýlem, na který se korunka vyráběla. Po skenování proběhla modulace zubní korunky a následovala výroba na 3D tiskárně a pomocí frézování. Následovalo zhodnocení ekonomičnosti a přesnosti výroby ve srovnání na 3D tiskárně a frézce a vyhodnocení výsledků.

LITERATURA

- [1] Williams, D. F.: There is no such thing as a biocompatible material. *Biomaterials*, ročník 35, č. 38, 2014: s. 10009 – 10014, ISSN 0142-9612, doi:<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2014.08.035>.
Dostupné z:<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961214009600>
- [2] Maindad, S.: *Global Bone Allograft and Xenograft Market 2019-2024 Recent Trends, Growth Factors and Business Development Strategy* [online]. 2019, [cit. 23.03.2019].
Dostupné z:http://micktimes.com/wp-content/uploads/2019/04/Bone-Allograft-and-Xenograft-Market.jfif_.jpg
- [3] Koutsky, J.: *Biomaterialy*. Plzeň: Západočeská univerzita, 1997, ISBN 80-7082-370-4.
- [4] Kirkpatrick, C. J.; Bittinger, F.: Current trends in biocompatibility testing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, ročník 212, č. 2, 1998: s. 75–84.
- [5] Li, W.; Zhou, J.; Xu, Y.: Study of the in vitro cytotoxicity testing of medical devices. *Biomed Rep*, ročník 3, 01 2015: s. 617–620.
- [6] Brandon, E. F.; Raap, C. D.; Meijerman, I.; aj.: An update on in vitro test methods in human hepatic drug biotransformation research: pros and cons. *Toxicology and Applied Pharmacology*, ročník 189, č. 3, 2003: s. 233 – 246, ISSN 0041-008X.
Dostupné z:<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0041008X03001285>
- [7] Šimunek, A.: *Dentální implantologie*. Nucleus, 2001, ISBN 9788086225159.
Dostupné z:<https://books.google.cz/books?id=Ni77tgAACAAJ>
- [8] Chen, L.; Shen, H.; Suh, B. I.: Bioactive dental restorative materials: a review. *American journal of dentistry*, ročník 26, č. 4, 2013: s. 219–227.
- [9] Otisky zubů a čelistí [online]. 2011, [cit. 02.05.2019].
Dostupné z:http://www.jiri-zemen.cz/katalog/35__small.jpg
- [10] Jiří, M.; kolektiv, a.: *Zubní lékařství: Propedeutika*. Grada, 2014, ISBN 9788024735344.
Dostupné z:<https://books.google.cz/books?id=gPPhAgAAQBAJ>

- [11] Jörg, S.; Matthias, K.; Jens, T.; aj.: *Protetika III: 4., přepracované a rozšířené vydání*. Grada Publishing a.s., 2016, ISBN 9788024752624.
Dostupné z:<https://books.google.cz/books?id=kkxyDQAAQBAJ>
- [12] Jiří, M.; kolektiv, a.: *Zubní lékařství pro studující nestomatologických oborů*. Grada Publishing a.s., 2018, ISBN 9788027108107.
Dostupné z:<https://books.google.cz/books?id=oXBhDwAAQBAJ>
- [13] Chang, H.-C.; Li, H.-Y.; Chen, Y.-N.; aj.: Mechanical analysis of a dental implant system under 3 contact conditions and with 2 mechanical factors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Duben 2019, doi:10.1016/j.prosdent.2018.10.008.
Dostupné z:<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.008>
- [14] Tatjana, D.; Michaela, S.; kolektiv, a.: *Stomatologie*. Grada Publishing a.s., 2008, ISBN 9788024767444.
Dostupné z:<https://books.google.cz/books?id=AL5aAgAAQBAJ>
- [15] Dental implant materials [online]. 2018, [cit. 02.05.2019].
Dostupné z:<https://www.straumann.com/en/dental-professionals/products-and-solutions/dental-implants/dental-implant-materials.html>
- [16] Abutment, Dental Implant, Dental Laboratory [online]. 2018, [cit. 02.05.2019].
Dostupné z:<https://www.kisspng.com/png-abutment-dental-implant>
- [17] Ti4Al6V [online]. 2018, [cit. 02.05.2019].
Dostupné z:https://sc02.alicdn.com/kf/HLB1a0PNRhTpK1RjSZFMq6zG_VXa5/Ti4Al6V-Gr23-Titanium-Medical-Bar-with-best.jpg
- [18] Ed, D.: *Metals Handbook*. Metals Park, OH, American Society for Metals (ASM), 1989.
- [19] Petruželka, J.; Dluhoš, L.; Hrušák, D.; aj.: Nanostrukturní titan–nový materiál pro dentální implantáty. *Česká stomatologie*, ročník 106, č. 3, 2006: s. 72–77.
- [20] Yurttutan, M. E.; Keskin, A.: Evaluation of the effects of different sand particles that used in dental implant roughened for osseointegration. *BMC oral health*, ročník 18, č. 1, 2018: str. 47.
- [21] Moztarzadeh, A.; Moztarzadeh, O.; Kubíková, T.; aj.: Současné metody hodnocení oseointegrace implantátu z nanostrukturního titanu. *Chemické listy*, ročník 112, č. 3, 2018: s. 148–158.

- [22] Le Guéhennec, L.; Soueidan, A.; Layrolle, P.; aj.: Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, ročník 23, č. 7, 2007: s. 844–854.
- [23] Petruželka, J.; Dluhoš, L.; Hrušák, D.; aj.: Nanostrukturní titan–nový materiál pro dentální implantáty. *Česká stomatologie*, ročník 106, č. 3, 2006: s. 72–77.
- [24] Donachie, M.: *Titanium: A Technical Guide, 2nd Edition*. Ingenieria e ingenieria civil, ASM International, 2000, ISBN 9781615030620.
- [25] Arnold, C.; Hrušák, D.; Dluhoš, L.: Nanoimplantáty-vlastnosti a indikace. *StomaTeam CZ*, ročník 1, 2007: s. 26–30.
- [26] Valiev, R. Z.; Semenova, I. P.; Latysh, V. V.; aj.: Nanostructured titanium for biomedical applications. *Advanced engineering materials*, ročník 10, č. 8, 2008: s. B15–B17.
- [27] Kulkarni, M.; Mazare, A.; Gongadze, E.; aj.: Titanium nanostructures for biomedical applications. *Nanotechnology*, ročník 26, č. 6, 2015: str. 062002.
- [28] Costan, A.; Dima, A.; Forna, N.: Thermal properties of a Ti-6Al-4V alloy used as dental implant material. *Optoelectronics and advanced materials*, ročník 5, č. 1, 2011: s. 92 – 95.
- [29] Tambani, M.; Machio, C.; Madyira, D.; aj.: A study of the machinability of Ti-6Al-4V compacted powders. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, ročník 430, 10 2018: str. 012014, doi:10.1088/1757-899X/430/1/012014.
- [30] Kosaraju, S.; Anne, V. G.: Optimal machining conditions for turning Ti-6Al-4V using response surface methodology. *Advances in Manufacturing*, ročník 1, č. 4, 2013: s. 329–339.
- [31] Machado, A.; Wallbank, J.: Machining of titanium and its alloys—a review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, ročník 204, č. 1, 1990: s. 53–60.
- [32] How It's Made Titanium Dental Implants [online]. 2015, [vid. 02.05.2019]. Dostupné z:https://www.youtube.com/watch?v=_v7AncbtMK0
- [33] Neslušan, M.; Czán, A.: *Obrábání titánových a niklových zliatin*. Vysokoškolské učebnice / Žilinská univerzita, Žilinská univerzita, 2001, ISBN 9788071009337. Dostupné z:<https://books.google.cz/books?id=rH1FBAAACAAJ>

- [34] List, B.: Machining Titanium Losing the Headache by Using the Right Approach (Part 1). 2018.
Dostupné z:<https://www.makino.com/makino-us/media/general/Machining-Titanium-Part-1.pdf>
- [35] List, B.: Machining Titanium Losing the Headache by Using the Right Approach (Part 2). 2018.
Dostupné z:<https://www.makino.com/makino-us/media/general/Machining-Titanium-Part-2.pdf>
- [36] Pervaiz, S.; Deiab, I.; Rashid, A.; aj.: Influence of rake angle on the cutting energy when modeling the machining of Ti6Al4V. 12 2015, doi:10.1109/ISMA.2015.7373461.
- [37] Pervaiz, S.; Deiab, I.; Rashid, A.; aj.: Influence of rake angle on the cutting energy when modeling the machining of Ti6Al4V. 2015: s. 1–5, doi:10.1109/ISMA.2015.7373461.
- [38] Isabelle, D.; Holloway, J.: Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, ročník 3, 01 2010, doi:10.3390/ma3010351.
- [39] Liu, J.; Camfield, R.: Machinability experimental study of sintered alumina (Al₂O₃) ceramics material by chemical vapor deposition diamond coating milling tools. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, ročník 229, 01 2014.
- [40] Píška, M.: *Speciální technologie obrábění*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2009, ISBN 978-80-214-4025-8.
- [41] Reiter, M.: *Obrábění žáruvzdorných keramických materiálů frézováním*. Diplomová práce, Vysoké učení technické v Brně, 2014.
- [42] Qamheya, A.: Lithium Disilicate Restorations: Overview and A Case Report. *Journal of Dentistry & Oral Disorders*, ročník 2, 12 2016: str. 1047.
- [43] Zirkonova keramika LAVA. [online], Copyright © 2016, [cit. 27.04.2019].
Dostupné z:http://www.lipacentrum.cz/_files/lava-01.jpg
- [44] Pilathadka, S.; Vahalová, D.; Vosáhlo, T.: The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep*, ročník 108, č. 1, 2007: s. 5–12.
- [45] Dental Laboratory Materials. [online], Copyright © 2016, [cit. 27.04.2019].
Dostupné z:<https://media.dentalcompare.com/m/25/Product/41629-400x300.jpg>

- [46] Menčík, J.: *Pevnost a lom skla a keramiky*. Praha: SNTL, 1990, ISBN 80-030-0205-2.
- [47] Shapal Hi-M Soft. [online], Copyright © 2018, [cit. 23.04.2019].
Dostupné z:<https://precision-ceramics.com/wp-content/uploads/2013/07/Shapal-custom-parts.jpg?508047&508047>
- [48] Wang, H.; Lin, H.; Wang, C.; aj.: Laser drilling of structural ceramics—A review. *Journal Of The European Ceramic Society*, ročník 37, č. 4, 2017: s. 1157–1173.
- [49] Dalle Mura, M.; Dini, G.; Lanzetta, M.; aj.: An experimental analysis of laser machining for dental implants. *Procedia CIRP*, ročník 67, 2018: s. 356–361.
- [50] Ackerl, N.; Warhanek, M.; Gysel, J.; aj.: Ultrashort-pulsed laser machining of dental ceramic implants. *Journal of the European Ceramic Society*, ročník 39, č. 4, 2019: s. 1635–1641.
- [51] Wu, Q.; Ma, L.; Liu, Q.; aj.: Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, ročník 81, 2018: s. 106–119.
- [52] Carreon, A. H.; Funkenbusch, P. D.: Single-grain approach to material specific dental grinding-force equations. *Journal of Manufacturing Processes*, ročník 37, 2019: s. 281–291.
- [53] HUMÁR, A.: Efektivní obrábění nových konstrukčních keramických materiálů. *Habilitační práce v oboru „Strojírenská technologie“*. Brno: VUT-FS, Ústav strojírenské technologie, 1997.
- [54] Denkena, B.; Busemann, S.; Gottwik, L.; aj.: Material removal mechanisms in grinding of mixed oxide ceramics. *Procedia CIRP*, ročník 65, 2017: s. 70–77.
- [55] Future Of Dental Milling Machine Market. [online], Copyright © 2019, [cit. 27.04.2019].
Dostupné z:https://www.openpr.com//images/articles/S/2/S215754384_m.jpg
- [56] Zhang, D.; Li, C.; Jia, D.; aj.: Grinding model and material removal mechanism of medical nanometer zirconia ceramics. *Recent patents on nanotechnology*, ročník 8, č. 1, 2014: s. 2–17.
- [57] Humár, A.: TECHNOLOGIE I: Technologie obrábění 3. část. [online] 2005, [cit. 23.04.2019].

Dostupné z:http://ust.fme.vutbr.cz/obrabeni/opory-save/Dokoncovaci_a_nekonvencni_metody_obrabeni/TI_T0-3.cast.pdf

- [58] Huo, D.: *Micro-cutting: fundamentals and applications*. John Wiley & Sons, 2013.
- [59] Klocke, F.; Verlemann, E.; Schippers, C.: High-speed grinding of ceramics. *Manufacturing engineering and materials processing*, ročník 53, 1999: s. 119–138.
- [60] Choudhary, A.; Naskar, A.; Paul, S.: Effect of minimum quantity lubrication on surface integrity in high-speed grinding of sintered alumina using single layer diamond grinding wheel. *Ceramics International*, ročník 44, č. 14, 2018: s. 17013–17021.
- [61] Jefferies, S. R.: Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, ročník 51, č. 2, 2007: s. 379–397.
- [62] Song, X.-F.; Ren, H.-T.; Yin, L.: Machinability of lithium disilicate glass ceramic in in vitro dental diamond bur adjusting process. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, ročník 53, 2016: s. 78–92.
- [63] dos Santos, C.; Simba, B. G.; Silva, R. R.; aj.: Influence of CAD-CAM milling on the flexural strength of Y-TZP dental ceramics. *Ceramics International*, 2019.
- [64] Beuer, F.; Schweiger, J.; Edelhoff, D.: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, ročník 204, č. 9, 2008: str. 505.
- [65] Demarbaix, A.; Rivière-Lorphèvre, E.; Ducobu, F.; aj.: Behaviour of pre-sintered Y-TZP during machining operations: Determination of recommended cutting parameters. *Journal of Manufacturing Processes*, ročník 32, 2018: s. 85–92.
- [66] 3Shape. *3Shape Dental System* [online], Copyright © 2006, [cit. 23.04.2019].
Dostupné z:http://www.krbec.cz/uws_files/cad_cam/3s_dental_brochure.pdf
- [67] Dental Implants. *Dental Implants Winnetka IL, Affordable Dental Implants* [online], Copyright © 2019, [cit. 23.04.2019].
Dostupné z:<https://www.winnetkadentalcare.com/procedures/dental-implants/>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratka	Význam
3Y-TZP	3 mol % ytrem stabilizovaného tetragonálního polykrystalu zirkonia
Al_2O_3	Oxid hlinitý
Co - Cr slitina	Chromkobaltová slitina
cpTi	Komerčně čistý titan
Emergence profile	Linie přechodu z bílé skloviny na červenou dáseň
H_2SO_4	Kyselina sírová
HCl	Chlorovodík
HF	Fluorovodík
HNO_3	Kyselina dusičná
In vitro	V umělých podmínkách laboratoře
In vivo	V živém organismu
KAlSi_2O_6	Leucit, Hlinitokřemičitan draslíku
Metalóza	Uvolňování kovu v průběhu koroze a jeho rozšíření do okolních tkání
Nd:YAG	Krystal yttrium aluminium granátu
nTi	Nanostrukturní titan
Osteogeneze	Vznik a vývoj kostí
pH	Vodíkový exponent
STL	Přípona souboru určeného pro technologii tisku stereolitografií
$\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$	Titanová slitina s 6% hliníku a 4% vanadu
TiO_2	Oxid titaničitý
ZrO_2	Oxid zirkoničitý