



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

NÁVRH A VÝROBA PROVIZORNÍ ZUBNÍ NÁHRADY

A PROPOSAL AND MANUFACTURING OF TEMPORARY DENTAL RESTORATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Jiroušek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav strojírenské technologie
Student: **Jan Jiroušek**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.**
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 bakalářské práce:

Návrh a výroba provizorní zubní náhrady

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Teoretická část práce se bude zabývat vývojem způsobů výroby zubních náhrad až po dnešní moderní technologie. Součástí teoretické části bude přehled používaných materiálů, včetně zhodnocení jejich použití a výhod. Experimentální část bude zaměřena na výrobu provizorní zubní náhrady pomocí moderního postupu, využívajícího intraorální skenování, modelování v CAD softwaru a 3D tisku. Práce bude ukončena diskusí, která bude zohledňovat problematické kroky, ke kterým docházelo v průběhu jejího řešení.

Cíle bakalářské práce:

- Typy zubních náhrad a jejich použití
- Způsoby výroby zubních náhrad.
- Materiály pro výrobu zubních náhrad.
- Experimentální část.

Seznam doporučené literatury:

MAZÁNEK, J. a kolektiv. Zubní lékařství pro studující nestomatologických oborů. Grada Publishing 1. vyd. 400 s. 2018. ISBN: 978-80-247-5807-7.

HUBÁLKOVÁ, H., KRŇOULOVÁ, J. Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství. Galén 1. vyd. 301 s. 2009. ISBN: 978-80-7262-581-9.

WEBER, T. Memorix zubního lékařství. Grada 2. české vyd. 584 s. 2012. ISBN: 978-80-247-3519-1.

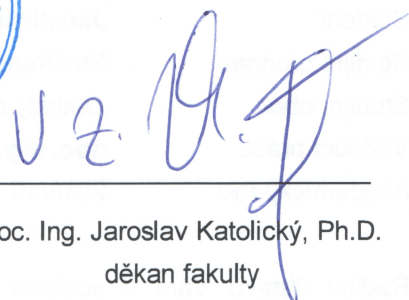
Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19.

V Brně, dne 26. 10. 2018





prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
ředitel ústavu



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

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá výrobou provizorní zubní náhrady. Teoretická část obsahuje přehled typů zubních náhrad a jejich dělení. Dále jsou v ní uvedeny podstatné vlastnosti materiálů pro výrobu zubních náhrad a rozdělení v současnosti používaných materiálů. Dalším bodem teoretické části je rozbor v současné době používaných technologií výroby zubních náhrad. Praktická část je zaměřena na výrobu provizorní zubní náhrady za použití digitalizace intraorálním skenováním, návrhu zubní náhrady v CAD softwaru a CAD/CAM výroby. Práce je ukončena diskuzí, ve které jsou shrnuty a zhodnoceny výsledky kroků z praktické části.

Klíčová slova

Provizorní zubní náhrada, intraorální skenování, CAD modelování, 3D tisk, CNC frézování

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with manufacturing of temporary dental restoration. Theoretical part contains an overview of types of dental restorations and their division, Furthermore it states important properties and division of the dental materials used nowadays. The next point of theoretical part is an overview of the technologies of dental restorations manufacturing used at present. Practical part is aimed at manufacturing of temporary dental restoration by using the digitization by intraoral scanning, design of restoration in CAD software and CAD/CAM manufacturing. The thesis is concluded with discussion comprising a summary and evaluation of the results of single steps from practical part.

Key words

Temporary dental restoration, intraoral scanning, CAD design, 3D print, CNC milling

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

JIROUŠEK, Jan. Návrh a výroba provizorní zubní náhrady. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/117231>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. Vedoucí práce Josef Sedlák.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma **Návrh a výroba provizorní zubní náhrady** vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

Datum

Jan Jiroušek

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych tímto vyjádřil své poděkování doc. Ing. Josefu Sedlákoví, Ph. D. za cenné připomínky a rady, které mi poskytl při vypracování bakalářské práce. Velké poděkování patří panu Tomáši Skoupému a personálu jeho společnosti Akreditovaná zubní laboratoř Eurodent za poskytnutí odborných informací a realizaci návrhu náhrady a její výroby. Děkuji zaměstnancům dentální kliniky 3DK s.r.o. za poskytnutí fotografií a možnosti naskenování dat. Děkuji mému bratroví MDDr. Vítu Jirouškovi za rady a konzultace při tvorbě práce. V neposlední řadě děkuji své rodině za umožnění studia na vysoké škole a za jejich podporu během celého studia.

OBSAH

ABSTRAKT	3
PROHLÁŠENÍ	4
PODĚKOVÁNÍ	5
OBSAH.....	6
ÚVOD.....	8
1 TYPY ZUBNÍCH NÁHRAD A JEJICH POUŽITÍ	9
1.1 Dělení dle způsobu upevnění v ústní dutině	9
1.1.1 Fixní zubní náhrady	9
1.1.2 Snímatelné zubní náhrady	10
1.1.3 Podmíněně snímatelné zubní náhrady	11
1.2 Dělení dle doby životnosti	13
2 MATERIÁLY PRO VÝROBU ZUBNÍCH NÁHRAD	14
2.1 Vlastnosti materiálů	14
2.1.1 Mechanické vlastnosti	14
2.1.2 Fyzikální vlastnosti.....	18
2.1.3 Chemické vlastnosti.....	20
2.1.4 Biologické vlastnosti	20
2.2 Kovy a jejich slitiny	21
2.2.1 Slitiny s vysokým obsahem ušlechtilých kovů.....	21
2.2.2 Slitiny ušlechtilých kovů	21
2.2.3 Slitiny obecných kovů	21
2.3 Dentální keramika.....	22
2.3.1 Fazetovací keramika.....	22
2.3.2 Celokeramické systémy.....	22
2.3.3 Keramické zuby do protéz.....	23
2.4 Dentální plasty	23
2.4.1 Korunkové plasty.....	24
2.4.2 Bazální plasty	24
2.4.3 Plastové zuby do protéz.....	24
3 TECHNOLOGIE VÝROBY ZUBNÍCH NÁHRAD	25
3.1 Lící technika.....	25
3.2 Lisovací technika	27
3.3 Technologie CAD/CAM.....	27
3.3.1 CNC frézování.....	27
3.3.2 Technologie 3D tisku.....	30

4	NÁVRH A VÝROBA PROVIZORNÍ NÁHRADY	33
4.1	Digitalizace místa pro zubní náhradu	33
4.1.1	Postup skenování ústní dutiny	34
4.2	Návrh zubní náhrady	35
4.3	Návrh a výroba modelu čelisti	38
4.4	Výroba korunky na 3D tiskárně	39
4.5	Výroba korunky CNC frézováním	40
5	DISKUZE	42
5.1	Zhodnocení použití intraorálního skenování	42
5.2	Zhodnocení návrhu náhrady	42
5.3	Porovnání frézování a 3D tisku	42
	ZÁVĚR	44
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	45
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	48
	SEZNAM PŘÍLOH	49

ÚVOD

Technický pokrok zasahuje do širokého spektra oblastí, dentální medicínu nevyjímaje. Nové technologie a možnosti přinášejí kvalitnější a komfortnější zubní péči, kterou si žádá velká část populace. Chrup plní funkci nejen při příjmu potravy, ale je důležitý také z hlediska výslovnosti. Ztráta zubu může negativně ovlivnit vzhled a tím i psychickou stránku člověka.

Obor, který se zabývá nahrazováním poškozených či ztracených zubů, měkkých tkání a kostí v ústní dutině, se nazývá protetická stomatologie. Zubní náhrady se používají v případě poškozených či zcela chybějících zubů. Poškození, nejčastěji zubní kaz, bývá důsledkem špatné dentální hygieny. Ke ztrátám zubů dochází také vyražením při úrazech, sportu nebo autonehodách. Zuby mohou být také vytrženy úmyslně před operačními zákroky.

Historie nahrazování ztracených zubů sahá až do období starověku. Archeologické nálezy prokázaly, že Féničané (dnešní Sýrie, 2000 př. n. l.) a později Etruskové (dnešní Itálie, 750 let př. n. l.) zhotovovali náhrady za použití zlatých konstrukcí, do kterých nýtovali lidské či upravené zvířecí zuby (obr. 0.1), později například zuby vyrobené ze slonoviny, která se využívala až do 18. století. Následný vývoj přinesl využívání především zlatých slitin [1, 2].

Dnešní vývoj, kterým prochází materiály i technologické postupy používané při výrobě zubních náhrad, směřuje ke zpřesnění výroby a využití postupů, při kterých se co nejvíc úkonů provádí mimo ústní dutinu pacienta, a to v co nejkratším čase.



Obr. 0.1 Zubní náhrada z období Etrusků [2].

1 TYPY ZUBNÍCH NÁHRAD A JEJICH POUŽITÍ

Zubní náhrady se používají k nahrazení vysoce poškozených či zcela ztracených zubů. Lze je dělit podle několika kritérií. Nejčastějším dělením je dle způsobu upevnění náhrady v dutině ústní. Dalšími kritérii je doba životnosti či způsob adheze.

1.1 Dělení dle způsobu upevnění v ústní dutině

Podle způsobu upevnění v dutině ústní se zubní náhrady dělí na fixní náhrady, snímatelné náhrady a podmíněně snímatelné náhrady.

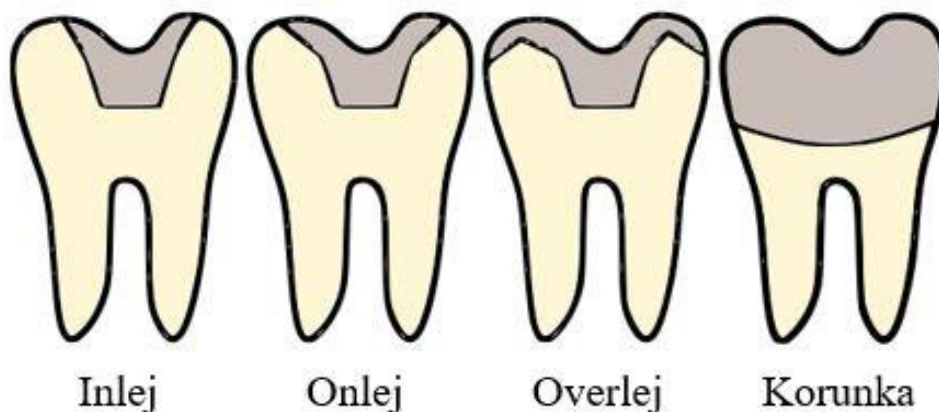
1.1.1 Fixní zubní náhrady

Fixní náhrady se dále dělí dle rozsahu nahrazovaných zubních tkání na korunkové náhrady a můstkové náhrady.

Korunkové náhrady

Používají se pro doplnění chybějící zubní tkáně, nahrazují část zubu nebo celou ztracenou korunku. Obr. 1.1 znázorňuje jejich další dělení dle rozsahu nahrazovaných tkání, které je následující [3–6]:

- inleje – plní stejnou funkci jako klasické výplně, ale vyrábí se laboratorně mimo ústní dutinu,
- onleje – doplňují chybějící hrbolky zubů,
- overleje – slouží k nahrazení žvýkací celé plochy (dvou a více hrbolků) zubu,
- korunky – umělé pláště, které doplňují celkový tvar poškozeného zubu,
- kořenové inleje a dostavby – náhrady, kterými se dostavuje zbývající kořen zubů,
- čepové korunky – mají dvě části: kořenovou inlej, ukotvenou do kořene zubu, a korunkovou nástavbu.



Obr. 1.1 Korunkové náhrady [6].

Toto rozdělení korunkových náhrad se zavedlo při používání fixačního cementu jako výplně mezery mezi pahýlem zubu a náhradou. V dnešní době se častěji používají tzv. adhesivní rekonstrukce, a proto se toto rozdělení stírá.

Můstkové náhrady

Zubní můstky nahrazují jeden či více chybějících zubů. Skládají se z pilířových korunek, které se fixují k nabroušeným zubům a kotví můstek v dutině ústní, a mezičlenů, které nahrazují chybějící zuby. Můstky jsou pevně fixovány na dvou či více zubech, které se musí nejdříve nabrousit pro získání místa na umístění pilířových korunek. Zbroušené zuby a zavedený zubní můstek zobrazuje obr. 1.2 [3–5].



Obr. 1.2 Fixní můstek [7].

1.1.2 Snímatelné zubní náhrady

Snímatelné zubní náhrady si pacient dokáže sám nasadit a sundat kvůli vyčištění. Dále se dělí na částečné snímatelné náhrady a celkové náhrady.

Částečné snímatelné náhrady

Jsou zakotveny v ústech na zbývajících zubech, které není nutné zbrousit. Skládají se z kotevních prvků, spojovacích prvků a těla s umělými zuby. Zhotovují se pro poškozený chrup s velkými mezerami nebo zkrácenými zubními oblouky. Jedná se také o levnější alternativu k použití zubních implantátů.

Mezi částečně snímatelné náhrady se řadí [3–5]:

- snímatelný můstek – používá se, pokud z určitého důvodu nelze zhotovit klasický můstek, řeší defekt chrupu s mezerou, která je ohraničena vlastními zuby,
- sedlová zubní náhrada (obr. 1.3) – zhotovuje se v případech, kdy pacientovi chybí skupina zadních zubů (jednostranný/oboustranný zkrácený zubní oblouk), v tomto případě bez chirurgického zavedení zubního implantátu nelze zhotovit fixní zubní náhradu,
- desková zubní náhrada – řeší defekt chrupu s ojedinělými zuby nebo jejich skupinami, pokud jsou zuby zkažené nebo jinak nevhodné pro ukotvení náhrad.



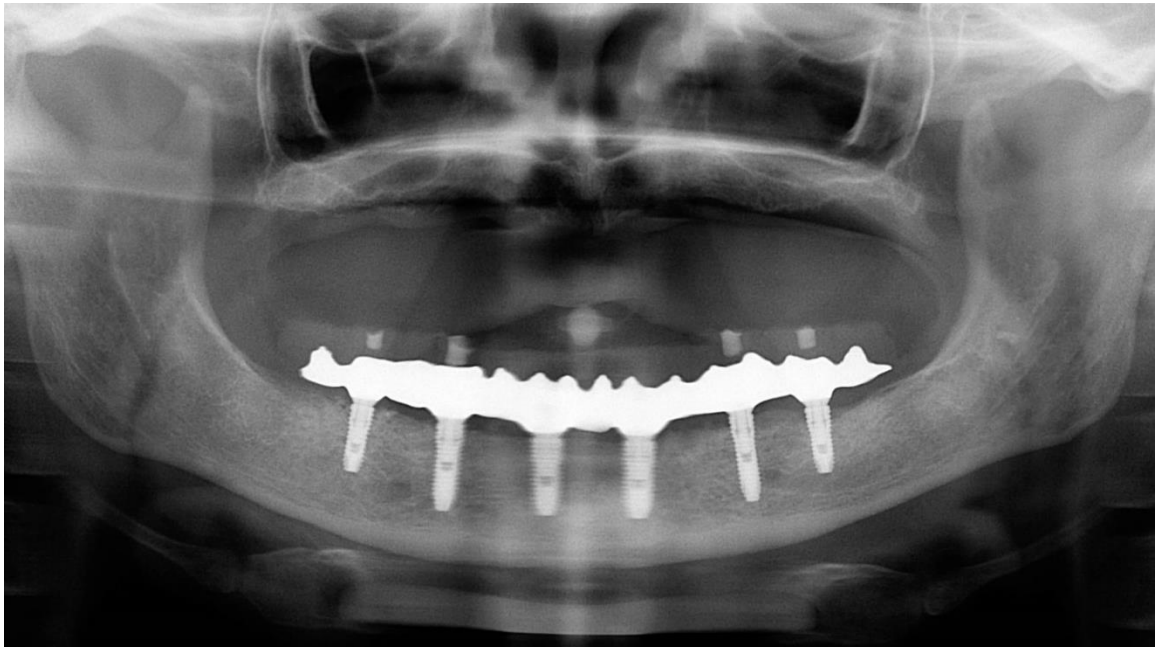
Obr. 1.3 Částečná snímatelná náhrada – sedlová [7].

Celkové zubní náhrady

Celkové zubní náhrady nahrazují chybějící zuby v celé čelisti nebo chrup jako celek. Výhodou jejich použití je snadné čištění, zlepšení vzhledu obličeje (podepření rtů a tváří) či možnost doplnění chybějící alveolární (dásňové) kosti. Nevýhodou je přítomnost velkého množství cizorodého materiálu v ústech a nebezpečí uvolnění náhrady během řeči nebo při žvýkání, kašli [3].

1.1.3 Podmíněně snímatelné zubní náhrady

Podmíněně snímatelné zubní náhrady jsou zašroubovány do implantátů. Jako implantát se nazývá těleso, které je zavedeno do sliznice a čelistní kosti a které nahrazuje chybějící kořen zubu. Tyto náhrady jsou napevno ukotveny v ústech, z nich je může vyjmout pouze zubař (např. kvůli úpravě). Pomocí podmíněně snímatelných náhrad lze nahradit jednotlivé zuby i celý chrup [4].



Obr. 1.4 Rentgenový snímek pacienta po zavedení Branemarkova mostu [7].

Jednou z variant použití podmíněně snímatelných náhrad je tzv. Branemarkův most, který řeší ztrátu chrupu v dolní čelisti. Jedná se o náhradu, která se upevňuje našroubováním na několik implantátů v přední části zubního oblouku (viz obr. 1.4). Pevné ukotvení umožňuje protažení mostu až do zadních částí oblouku a tedy nahrazení stoliček. Branemarkův most se skládá z růžové pryskyřice, která doplňuje chybějící kost, a kovové konstrukce, na kterou jsou připevněny umělé zuby z plastu či keramiky. Po zavedení implantátů je nutné ponechat určitou dobu na jejich vhojení, aby byly v čelisti pevně ukotveny. Finální náhradu pacient získá až za několik měsíců, do té doby nosí pacient provizorní náhradu [8].



Obr. 1.5 Branemarkův most [7].

1.2 Dělení dle doby životnosti

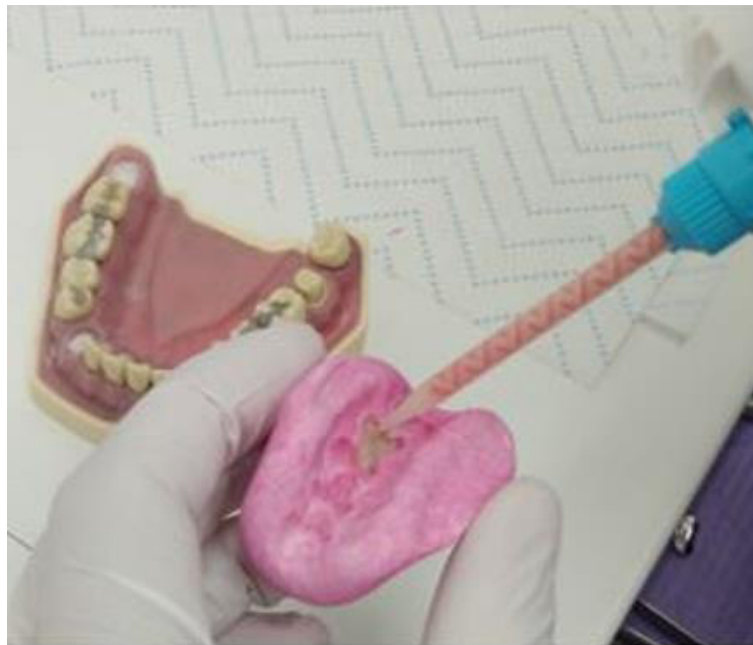
Dle doby životnosti lze zubní náhrady dělit na definitivní, provizorní a dlouhodobě provizorní zubní náhrady [5].

Definitivní zubní náhrady

Jedná se o trvalé náhrady, které by pacientům měly sloužit dlouhodobě.

Krátkodobé provizorní náhrady

Provizorní náhrady vytváří zubař přímo v ordinaci. Používají se ke krátkodobému zakrytí upravovaného zubu po dobu čekání na dodání finální zubní náhrady. Vyrábí se pomocí otiskovací hmoty, do které se otiskne původní stav chrupu. Po provedení úprav zubu (např. zbroušení zubu pro korunku) se pomocí otisku vytvoří dočasná náhrada (ve většině případů korunka) vstříknutím samo-vytvrditelného kompozitu (obr. 1.6). Po jejím vytvrzení se sejme, upraví (vyleští), následně je připevněna na zbroušený zub pomocí tmelícího cementu. Takto vyrobené provizorium vydrží pacientovi přibližně dva týdny, poté může dojít k jeho porušení.



Obr. 1.6 Výroba provizorní náhrady.

Dlouhodobě provizorní náhrady

V některých případech je vhodné použití provizorií, které se vyrábí laboratorně a vydrží delší dobu. K použití dlouhodobě provizorní náhrady se může přistoupit v případě, pokud pacient nedisponuje dostatkem financí na trvalou náhradu, při čekání na spravení dalších zubů či při nejisté prognóze (např. čekání na hojení váčku pod zubem). Dále se provizoria používají po dobu aplikace rovnátek, protože lepení zámečků rovnátek je snazší na plastové provizorium než na trvalou keramickou náhradu.

2 MATERIÁLY PRO VÝROBU ZUBNÍCH NÁHRAD

Při zhotovování zubní náhrady se používané materiály dělí na dvě skupiny: hlavní a pomocné.

Hlavní protetické materiály jsou takové, ze kterých se zhotovují zubní náhrady nebo speciální pomůcky. Jedná se o materiály, které jsou určeny ke stálému kontaktu s prostředím dutiny ústní. Na tyto materiály jsou kladeny nejvyšší požadavky jak z pohledu dlouhodobé trvanlivosti, tak z hlediska biologické snášenlivosti [3].

Pomocné protetické materiály jsou ostatní hmoty nezbytné ke zhotovení všech typů zubních náhrad. Nemusí splňovat tak vysoké požadavky a jejich použití je většinou jednorázové. Mezi pomocné materiály se řadí např. otiskovací hmoty, modelovací materiály a izolační prostředky [3].

Dále bude kapitola zaměřena na hlavní protetické materiály.

2.1 Vlastnosti materiálů

Každý materiál, ze kterého má být zhotovena zubní náhrada, by se měl svými vlastnostmi co nejvíce blížit vlastnostem nahrazované tkáně. V ideálním případě by se měly shodovat vlastnosti mechanické, fyzikální, chemické i estetické. Každý dentální materiál navíc musí splňovat požadavky na biokompatibilitu.

2.1.1 Mechanické vlastnosti

Mechanické vlastnosti dentálních materiálů určují odolnost zubní náhrady proti působícím silám při ukusování a žvýkání potravy. Musí být takové, aby nedošlo k deformaci či prasknutí náhrady. Dalším mechanickým působením je poškozování povrchů náhrad tvrdými částicemi v potravě [1].

Pevnost materiálu

Zubní náhrady jsou namáhány v tahu, tlaku, ohybu, krutu a kombinovaně. Odolnost materiálu proti trvalému porušení soudržnosti částic je definována jako pevnost. K pevnostním faktorům patří mez kluzu R_e – napětí, při němž začíná plastická deformace materiálu, a mez pevnosti R_m – maximální napětí, při kterém ještě nedochází k porušení materiálu. Některé materiály nevykazují výraznou mez kluzu, proto se zavádí tzv. smluvní mez kluzu R_p pro dané poměrné prodloužení ε (nejčastěji 0,2 %, daná smluvní mez kluzu se pak značí $R_{p0,2}$). Tato napětí lze stanovit ze zkoušky tahem, stejně tak deformační charakteristiky, které udávají míru plastické deformace – velikost prodloužení (tažnost) a zúžení (kontrakce) tělesa v okamžiku lomu. Výsledkem zkoušky tahem je graf popisující závislost působící síly na prodloužení zkušební tyče. Získané závislosti na zkušebních tělesech různých velikostí, zhotovených z jednoho materiálu, je možné přepočítat na jedinou závislost smluvní napětí – poměrná deformace, kterou zobrazuje diagram na obr. 2.1 [9, 10].

Pružnou deformaci v počátečním stadiu zatěžování popisuje Hookův zákon, v této elastické oblasti platí [1]:

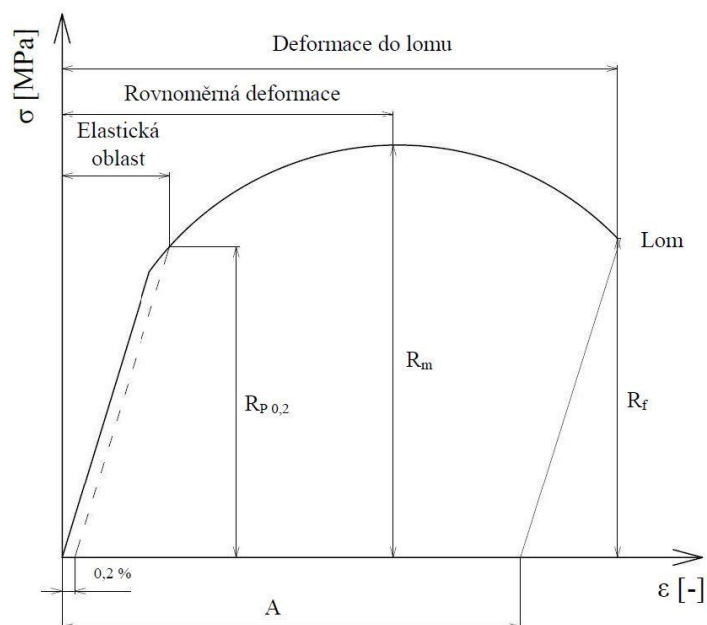
$$\sigma = E \cdot \varepsilon \text{ [MPa]} \quad (2.1)$$

Kde:

σ [MPa] – napětí

E [MPa] – modul pružnosti v tahu

ε [-] – poměrné prodloužení



Obr. 2.1 Smluvní diagram napětí-deformace [10].

Tažnost materiálu

Tažnost je další významnou vlastností především kovů a jejich slitin. Tažnost materiálu značí jeho schopnost být vytažen do tvaru drátu. Tažnost A se získává ze zkoušky tahem, lze ji vyčíst z diagramu tahové zkoušky (obr. 2.1) nebo určit ze vztahu [10]:

$$A = 100 * \left(\frac{L_u - L_0}{L_0} \right) \text{ [%]} \quad (2.2)$$

Kde:

A [%] – tažnost materiálu

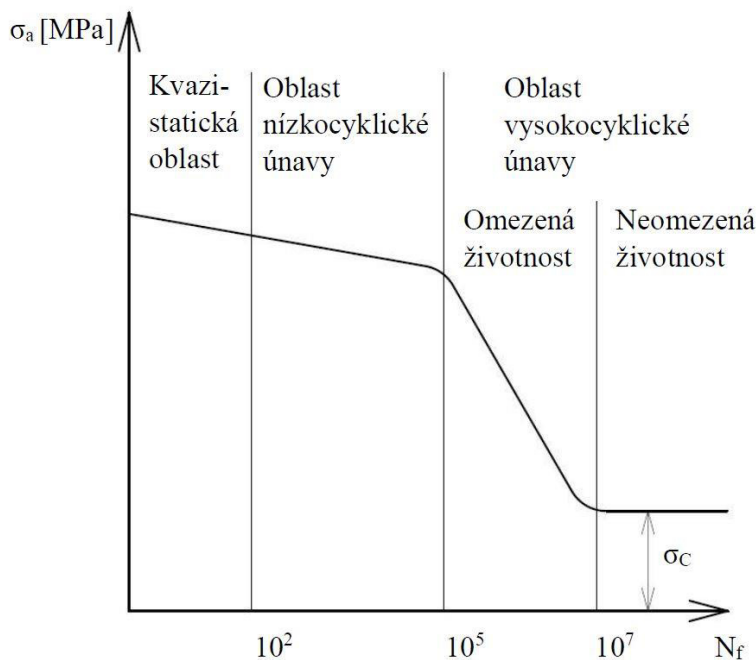
L_u [mm] – délka po protažení

L_0 [mm] – počáteční délka

Únava materiálu

V některých případech praskne pacientovi zubní náhrada i při měkkém soustu. Příčinou destrukce náhrady je v takovémto případě únavové porušení, zubní náhrady jsou totiž v ústní

dutině namáhány cyklicky a po dlouho dobu. K lomu dojde v důsledku kumulace deformace. K iniciaci trhliny dochází v místě koncentrace napětí, které se nachází obvykle na povrchu. Únavové chování popisuje Wöhlerova křivka – závislost mezi amplitudou napětí σ_a a počtem cyklů do lomu N_f (obr. 2.2). Amplituda napětí, při které nastane lom součásti po definovaném počtu cyklů (u ocelí např. 10^7 cyklů), se označuje jako mez únavy σ_c [11].



Obr. 2.2 Wöhlerova křivka [11].

Odolnost proti abrazi

Abraze je poškozování v důsledku kontaktu dvou povrchů. Povrch zubních náhrad je namáhán působením abraziva, které se pohybuje podél funkčních ploch. Dochází k postupnému zdrsňování povrchu, úbytku materiálu a změně tvaru a velikosti zubní náhrady. Abrazivní částice se vyskytují ve stravě či v zubních pastách, výraznou abrazi může způsobit také protilehlý zub. Odolnost proti abrazi ovlivňují mechanické vlastnosti materiálu – zvyšuje se s tvrdostí [12, 13].

Tvrdomost materiálu

Tvrdomost je definována jako odpor, který klade materiál proti vnikání cizího tělesa do materiálu. Nejpoužívanějšími metodami pro stanovení tvrdosti jsou zkoušky podle Vickerse, Brinella a Rockwella. Používaná vnikací tělesa (indentory) a charakteristické rozměry vtisků jednotlivých metod zobrazuje obr. 2.3. Výhodami zkoušky podle Vickerse jsou její vysoká přesnost, možnost měření tvrdosti velmi tvrdých materiálů a zároveň možnost měření mikrotvrdomosti, nutností je leštěný povrch vzorku. Jako indenter se při této zkoušce používá diamantový čtyřboký jehlan s vrcholovým úhlem 136° . Po vtisknutí se změří délka úhlopříček vtisku (obr. 2.3). Výpočtem nebo dle tabulek se následně určí tvrdost HV – Vickersovo číslo tvrdosti. Hodnoty tvrdosti podle Vickerse některých materiálů jsou uvedeny v tab. 2.1 [9, 10].

Vickersovo číslo tvrdosti je definováno jako poměr zátěžné síly a plochy vtisku [10]:

$$HV = 0,1891 \frac{F}{d^2} \left[\frac{N}{mm^2} \right] \quad (2.3)$$

Kde:

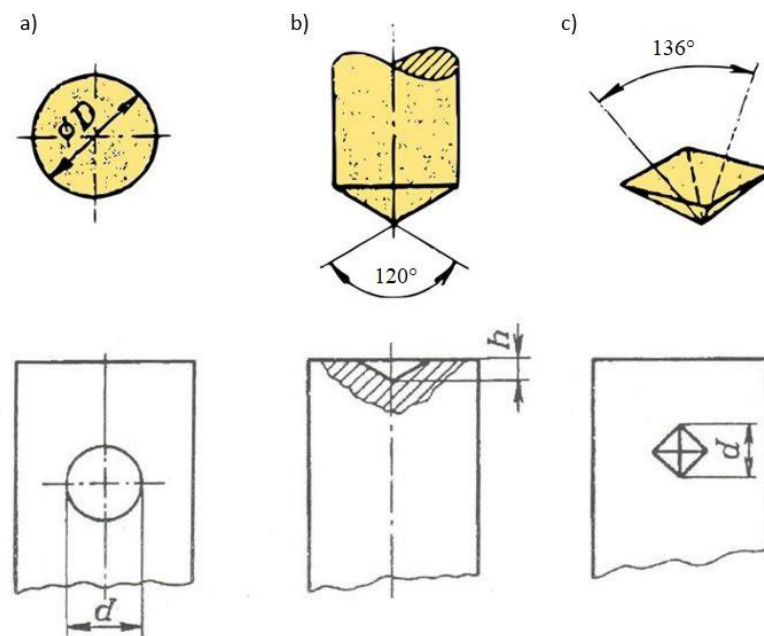
HV [N/mm²] – tvrdost dle Vickerse

F [N] – zátěžná síla

d [mm] – délka úhlopříček vtisku

Tab. 2.1 Orientační hodnoty tvrdosti vybraných materiálů [1]:

Materiál	Tvrdost
Sklovina	350 HV
Dentin	60 HV
Akrylát	20 HV
Amalgam	100 HV
Porcelán	450 HV
Cr-Co slitina	420 HV



Obr. 2.3 Tvar vnikacího tělesa a charakteristiky a rozměr vtisku [10].

Zkouška tvrdosti podle:

a) Brinella,

b) Rockwella,

c) Vickerse.

2.1.2 Fyzikální vlastnosti

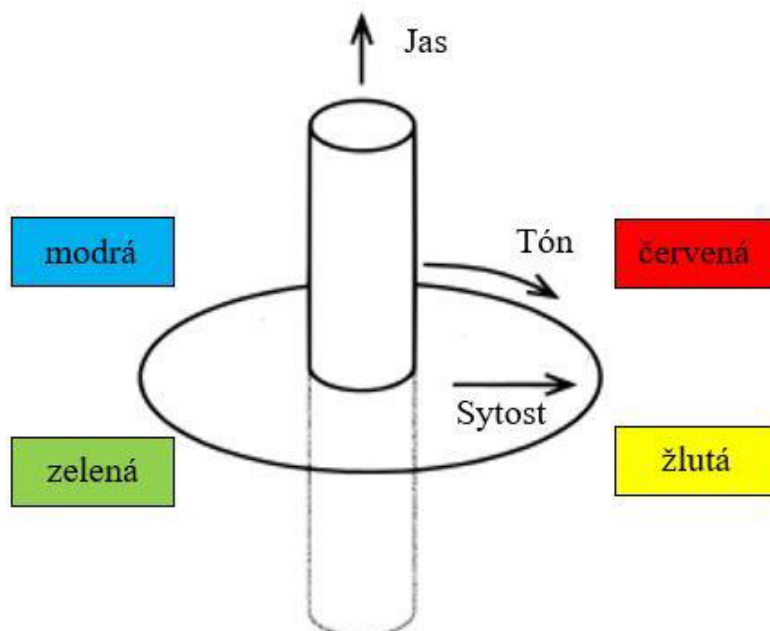
Další skupinou materiálových charakteristik jsou fyzikální vlastnosti. Ty nejsou na rozdíl od mechanických vlastností spojeny s působením síly na zkoumaný předmět – zubní náhradu.

Barva a optické vlastnosti materiálů

Tyto vlastnosti jsou velmi důležité, protože se podstatně podílejí na kvalitě vzhledu zubních náhrad. Barva pozorovaného objektu závisí na světelných podmínkách a vlastnostech materiálu, ze kterého je zhotoven. Tyto vlastnosti ovlivňuje vnitřní stavba zubní náhrady i její vnější tvar. Vnímání barev lidským okem je subjektivní, fyzikálně jsou však barvy jednoznačně definovány svým spektrem v Munsellově barevném systému (obr. 2.4), tedy třírozměrném barevném prostoru, který má tři kategorie [5, 14]:

- tón – závisí na vlnové délce,
- jas – je dán vlnovou amplitudou,
- sytost – je určena rozsahem světelných vln.

Barevný tón a sytost jsou inherentní vlastností materiálu, jas může být ovlivněn kvalitou povrchu. Barevné vnímání ovlivňují světelné podmínky, barva okolí, předchozí barevné vjemy i tvar a textura pozorovaného předmětu. Pro výběr barvy se používají vzorníky (systémy pro výběr barvy), které jsou uspořádány podle skupin tónu barvy [14].



Obr. 2.4 Munsellův systém barev [1].

Tepelné vlastnosti materiálů

Hlavní materiály musí odolávat změnám teploty v prostředí dutiny ústní. K nim dochází především při příjmu potravy (0 °C až 60 °C), teplotu v ústech může ovlivnit také exotermicky tuhnoucí materiál nebo vznik tepla při působení vrtáků či brousících nástrojů. Důležitými vlastnostmi materiálu jsou tedy tepelná vodivost a teplotní roztažnost. Tepelnou vodivost materiálu popisuje součinitel tepelné vodivosti λ . Ten představuje množství tepla, které projde tělesem určité délky a průřezu při změně teploty o 1 K. Tab. 2.2 uvádí hodnoty součinitele

u vybraných materiálů. Kovy vedou teplo lépe než nekovové materiály, například zlatá náhrad v blízkosti zubní dřevě ji může tepelně dráždit na rozdíl od stejně velké keramické náhrady. Teplotní roztažnost je změna rozměrů tělesa v důsledku ohřevu či ochlazení. Změna rozměrů tělesa (expanze či kontrakce) je způsobena růstem (zkrácením) vzdáleností mezi částicemi látky vlivem jejich většího (menšího) neuspořádaného pohybu. U těles s jedním charakteristickým rozměrem je dominantní změna délky ve směru převažujícího rozměru. Délkovou teplotní roztažnost popisuje lineární koeficient tepelné roztažnosti α , který je definován jako změna délky na jednotku délky materiálu při změně teploty o 1 °C. U ostatních těles je podstatný objemový koeficient tepelné roztažnosti β , který odpovídá přibližně hodnotě $3 \times \alpha$. Případný rozdíl hodnot koeficientů zubních tkání a dentálních materiálů může způsobit porušení v místě vazby zub – náhrada nebo kovová konstrukce – keramika [1, 9, 15, 16].

Tab. 2.2 Hodnoty součinitele tepelné vodivosti u vybraných dentálních materiálů [1]:

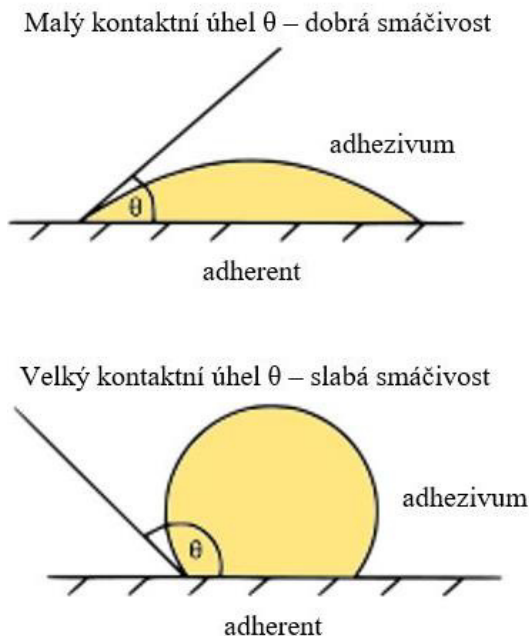
Materiál	λ [W.m⁻¹.K⁻¹]
stříbro	421,00
amalgam	230,00
keramika	10,00
dentin	00,63
zlato	297,00
kompozitní pryskyřice	1,10
sklovina	0,92

Chování materiálů v magnetickém poli

Posuzování chování materiálu v magnetickém poli se týká kovových materiálů, protože některé z nich mají pozitivní magnetické vlastnosti. Z kovů používaných v protetice magnetické pole zesilují např. kobalt a nikl, naopak chrom je paramagnetický. Magnetické vlastnosti mohou způsobit rizika při vyšetření magnetickou rezonancí. Magnetické pole může u pacientů během vyšetření způsobovat pocit tlaku nebo tahání za náhradu. Kovové náhrady mohou zapříčinit deformaci či posun obrazu magnetické rezonance, který může vést k chybnému zhodnocení výsledků vyšetření [17].

Adheze, smáčivost

Adheze je schopnost materiálů k sobě přilnout. Adheziva jsou materiály, které lze použít ke spojení dvou povrchů. Materiály, na které se adhezivum aplikuje, se nazývají adherenty. Adheze může být mechanická nebo chemická. Mechanická adheze je založena na vyplnění pórů a dutin povrchů adhezivním materiálem, který je tak spojuje jejich vzájemnou blokáci. Chemická adheze vychází z vazeb mezi atomy a molekulami, účastní se jí slabé Van der Waalovy síly, vodíkové vazby či silnější iontové nebo kovalentní vazby. V mnoha případech chemická a mechanická adheze působí společně. Pro uplatnění adhezivních sil je nezbytné, aby adherující povrch byl smáčivý. Smáčivost je charakterizována kontaktním úhlem, jehož velikost je závislá na povrchovém napětí adheziva. Čím menší je kontaktní úhel θ na kapce adheziva na povrchu, tím je adheze silnější. Obr. 2.5 znázorňuje posouzení smáčivosti dle kontaktního úhlu. Adhezivní síly dosáhnou maxima, jestliže adhezivum a adherent na sebe naléhají co nejpřesněji a v co největší ploše [1, 18].



Obr. 2.5 Kontaktní úhel a smáčivost [1].

2.1.3 Chemické vlastnosti

Dalším faktorem, který ovlivňuje trvanlivost zubní náhrady v dutině ústní, jsou chemické vlastnosti materiálů, ze kterých je náhrada zhotovena. Materiál musí být odolný vůči rozpouštění nebo korozi.

Rozpustnost, koroze

Rozpustnost materiálů v ústním prostředí může významně přispět k porušení rekonstrukce. V agresivním prostředí dutiny ústní, kde se mění pH od 4 do 8,5 (od mírně kyselého k mírně alkalickému), jsou materiály náchylnější k degradaci než za neutrálního pH. To způsobuje rozdílnou životnost náhrad u různých pacientů. Při extrémních změnách pH pak může dojít k velmi rychlé degradaci materiálu, zesílené mechanickým působením při zpracovávání potravy v ústech. Koroze charakterizuje chemickou reaktivitu kovů a slitin. Koroze u kovů souvisí s jejich elektrolytického potenciálu. Kovy s velkým negativním potenciálem (ušlechtilé kovy) jsou proti korozi odolnější než kovy s potenciálem kladným. Při elektrochemické korozi se na povrchu některých kovů (titan, chrom) vytváří pasivační vrstva oxidů, která mění jejich korozní potenciál [1, 19, 20].

2.1.4 Biologické vlastnosti

Každý materiál umístěný do ústní dutiny nesmí být dráždivý ani toxický, nesmí působit karcinogenně ani alergicky. Testování materiálů a jeho vyhodnocování odpovídá příslušným normám (ČSN EN ISO 10993-1: *Biologické hodnocení prostředků zdravotnické techniky*). Pokud materiál splní veškeré požadavky, nazývá se biokompatibilní. Biokompatibilita neboli biologická snášenlivost je definována jako schopnost materiálu vyvolat přiměřenou biologickou odpověď při dané aplikaci v organismu [21].

2.2 Kovy a jejich slitiny

Kovy patří mezi nejstarší protetické materiály. Mají dostatečnou pevnost i tvrdost, a proto mají široké použití. Využívá se jejich kombinací ve formě slitin. Některé kovy mají i negativní vlastnosti: sníženou biokompatibilitu (alergie), nízkou odolnost vůči korozi, vliv na vyšetření metodou magnetické rezonance. Z hlediska estetiky navíc ne vždy splňují představy pacientů. Slitiny zpracovávané v protetice se dělí dle chemického složení na slitiny s vysokým obsahem ušlechtilých kovů, slitiny ušlechtilých kovů a slitiny obecných kovů [1, 3, 22].

2.2.1 Slitiny s vysokým obsahem ušlechtilých kovů

Slitiny s vysokým obsahem ušlechtilých kovů obsahují nejméně 60 % ušlechtilých kovů a z toho nejméně 40 % zlata. Patří mezi ně například Au-Pd-Cu-Ag či Au-Ag-Pt [22, 23].

2.2.2 Slitiny ušlechtilých kovů

Obsahují minimálně 25 % ušlechtilých kovů. Slitiny ušlechtilých kovů se používají pro zhotovení celokovových náhrad (inlejí, onlejí, korunek, můstků, třmenů,...) i na výrobu konstrukcí pro napalování keramiky. Slitiny pro napalování keramiky musí splňovat požadavky na pevnost, pružnost, koeficient tepelné roztažnosti a teplotu tavení. Zároveň musí obsahovat prvky schopné zajistit chemickou vazbu mezi slitinou a keramikou [1, 23].

2.2.3 Slitiny obecných kovů

Tuto skupinu dentálních slitin představují materiály obsahující chrom, kobalt, molybden, nikl či titan. Slitiny obecných kovů byly do stomatologie zavedeny jako levnější náhrada slitin z ušlechtilých kovů. Jejich výhodou je především pevnost a tvrdost, tyto vlastnosti mají často lepší než slitiny z ušlechtilých kovů. Problematická je ale jejich náchylnost ke korozi a biokompatibilita – často působí alergicky (především nikl, chrom a kobalt. Slitiny obecných kovů lze rozdělit na [1, 3, 22, 23]:

- ***kobaltchromové slitiny,***

Obsahují nejméně 60 % kobaltu a 30 % chromu. Bývá do nich přidáván uhlík pro zvýšení pevnosti. Používají se pro zhotovování celokovových a kovokeramických fixních náhrad nebo konstrukcí snímatelných náhrad.

- ***niklchromové slitiny,***

Tyto slitiny obsahují nejméně 60 % niklu a okolo 20 % chromu. Pro snížení teploty tavení se do nich přidává beryllium. Jejich indikací jsou celokovové a kovokeramické fixní náhrady nebo konstrukce snímatelných náhrad.

- ***titan a jeho slitiny.***

Výhodou titanu je absence problémů s biokompatibilitou. Je odolný vůči korozi, díky tvorbě stabilní vrstvy oxidů na povrchu – tzv. pasivační vrstvy. Čistý titan a jeho slitiny s vanadem a hliníkem (Ti-6Al-4V) se navíc vyznačují dobrými mechanickými vlastnostmi. Titanové slitiny se používají na výrobu korunek, můstků, kořenových inlejí. významné použití mají také v implantologii.

2.3 Dentální keramika

Keramika byla použita ve stomatologii poprvé už na konci 18. století. Jejimi hlavními přednostmi jsou výborná estetika, biokompatibilita a trvanlivost. Díky nim postupně nahrazuje využívání plastů např. pro zhotovení fixních náhrad. Dentální keramiku lze dělit dle několika kritérií, např. dle indikace, mikrostruktury, pracovní metody, teploty tavení. Vzhledem k tomu, že se stále vyvíjí nové materiály, mění se také klasifikace dentálních keramik [1, 24].

Podle teploty tavení lze keramické materiály dělit na [24]:

- vysoko tavitelné (nad 1300 °C),
- středně tavitelné (1100 °C až 1300 °C),
- nízko tavitelné (850 °C až 1100 °C).

Podle chemického složení na [25]:

- keramiku s vysokým obsahem skla (leucit),
- s nízkým obsahem skla (lithium-disilikát),
- s žádným obsahem skla (zirkon).

Podle indikace se keramika dělí následovně [1, 25, 26]:

- fazetovací keramika,
- celokeramické systémy,
- keramické zuby do protéz.

Výchozím materiálem pro výrobu keramických náhrad je dentální porcelán, jehož základními složkami jsou živec, křemen a kaolin. Živec neboli křemičitan hlinitodraselný ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), je tavidlo spojující ostatní složky. Křemen (SiO_2) tvoří základ hmoty, udržuje její tvar a způsobuje průsvitnost materiálu. Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) způsoboval opacitu, ale byl postupně nahrazen čistým oxidem hlinitým (Al_2O_3) pro zvýšení mechanické odolnosti. Progresivní keramické materiály se skládají z oxidu hlinitého, oxidu zirkoničitého, nitridu křemíku a karbidu křemíku. Výhodou keramických materiálů oproti kovům je to, že nepodléhají korozi při stálé přítomnosti v orálním prostředí. Diskutabilní je jejich tvrdost, protože může způsobovat výraznou abrazi protilehlých zubů (umělých či přirozených), proto je snahou přiblížit hodnoty tvrdosti k přirozené sklovině [1, 26].

2.3.1 Fazetovací keramika

Fazetovací keramika se napaluje na kovové konstrukce nebo keramická jádra. Dodává se ve formě prášku, který se po vrstvách nanáší na konstrukci a následně se napaluje v peci. Patří mezi středně- a nízko-tavitelné porcelány. Musí splňovat soulad koeficientu teplotní roztažnosti s materiálem kovové konstrukce, mít dostatečnou trvanlivost v ústním prostředí a teplotu napalování nižší než teplotu tavení kovového materiálu [1, 5].

2.3.2 Celokeramické systémy

Celokeramické systémy splňují vysoké požadavky na vzhled a biokompatibilitu. Zahrnují širokou skupinu materiálů, které mají odlišné složení i vlastnosti, a proto se liší také jejich indikace. Pro celokeramické systémy se používají různé krystalické fáze (leucit, alumina,

zirkon) pro vyztužení materiálu. Jejich složení, množství a velikost krystalů ovlivňují mechanické a optické vlastnosti. Čím vyšší je podíl krystalické fáze, tím vyšší je pevnost a odolnost náhrady. Celokeramické náhrady jsou nejlepší z hlediska estetiky a biokompatibility, nevýhodou jsou horší mechanické vlastnosti. Vzhledem k narůstajícímu počtu pacientů, kteří jsou alergičtí na používané kovy, se celokeramické fixní náhrady používají stále více. Materiál je dodáván ve formě bločků (obr. 2.6), ze kterých se frézuje požadovaný tvar, nebo ve formě těsta pro lisování [1, 5, 26].

2.3.3 Keramické zuby do protéz

Mezi požadavky na umělé zuby do protéz patří dobrý vzhled (podobnost přirozeným zubům tvarem, barvou, transparentí), spolehlivá vazba k bázi protézy, vysoká houževnatost, tvrdost, možnost úpravy artikulace v ordinaci (zbroušení), objemová stálost, biokompatibilita a trvanlivost vlastností. Keramické zuby splňují téměř všechny uvedené předpoklady. Problematická je houževnatost (keramické zuby jsou mnohem křehčí než zuby z plastu), úprava artikulace (po zbroušení je obtížné povrch vyleštit, což způsobuje výraznou abrazi protilehlých zubů), a vazba s bází (absence chemické vazby mezi keramikou a metylmetakrylátem báze zubní náhrady, proto se používá silanování povrchu v místě spojení s bází). Keramické zuby mají výbornou biokompatibilitu, jejich vysokým biologickým a estetickým kvalitám ale odpovídá i vyšší cena. Keramické zuby se vyrábějí ručně vrstvením materiálu v podobě těsta do formy [1, 3, 5, 26].



Obr. 2.6 Bločky dodávané firmou Ivoclar Vivadent [27].

2.4 Dentální plasty

Podstatnou složkou plastových materiálů jsou polymery. Vývoj jejich použití ve stomatologii započal v první polovině 20. století. Methylmetakryláty byly používány kvůli své transparentní a možnosti barvení a leštění, ale měly špatné mechanické vlastnosti. Přesto je

polymethylmetakrylát (PMMA) základem protetických plastů. Během následujících let byly používány další druhy polymerů, např. polyamidy, epoxidy, vinilakryláty, silikony. Plastové materiály se nejvíce používají při výrobě bází zubních náhrad, umělých zubů do protéz, provizorií i definitivních náhrad a jako složky výplňových materiálů v zachovné stomatologii. Původní akrylátové materiály neobsahovaly plnivo, postupně byly zavedeny kompozitní hmoty [1, 3, 5].

2.4.1 Korunkové plasty

Korunkové plasty se používají ke zhotovení inlejí, onlejí, korunek, můstků. Korunkové materiály lze zpracovávat lisováním, volnou modelací, frézováním.

Korunkové pryskyřice jsou kompozitní materiály, skládají se ze čtyř hlavních komponentů: organického polymeru, částic anorganického plniva, vazebného prostředku a systému iniciátor – akcelerátor. Polymerem je obvykle oligomer. Anorganické částice mohou být z několika anorganických materiálů, např. skla nebo křemene. Vazebným prostředkem je silan. Silany vytvářejí vazbu mezi anorganickou a organickou fází kompozita. Iniciátory a akcelerátory umožňují chemickou, světelnou nebo duální polymeraci. Ta probíhá různými způsoby [1, 3, 5]:

- světlem – nepoužívanější způsob, iniciátory jsou aktivovány modrým světlem určité vlnové délky; lze kontrolovat polymeraci a materiál netuhne samovolně, proto je tento způsob klinicky výhodný,
- teplem – používá se v laboratořích,
- chemicky – k tunutí dojde po smíchání dvou složek,
- duálně – kombinace polymerace světlem a chemicky.

Podle druhu plnidla se kompozita dělí na nanofilní, mikrofilní a makrofilní. V dnešní době jsou nepoužívanější nanofilní kompozita, jejich výhodou je dobrá leštitelnost a vysoká estetičnost, nevýhodou nižší odolnost.

2.4.2 Bazální plasty

Bazální plasty se používají především k výrobě bází částečných i celkových snímatelných zubních náhrad. Báze je tělo náhrady, které nese umělé zuby a další konstrukční prvky. Používané bazální plasty jsou nejčastěji materiály na bázi akrylátu, dále polyamidů, polykarbonátů a silikonů [28, 29].

2.4.3 Plastové zuby do protéz

Plastové zuby jsou zhotovovány z akrylátů, které jsou podobné bazálním pryskyřicím nebo z kompozitních plastů. U akrylátů se ke zvýšení odolnosti přidávají síťovadla, a to především do nejvíce namáhaných okluzních částí. Síťovadla se ovšem nepřidávají do bazální části umělého zubu, protože by zhoršily kvalitu chemické vazby s bazálním plastem. Odolnost proti abrazi a tvrdost povrchu lze zvýšit přidáním mikroplniva. Plastové zuby do protéz jsou zhotovovány také z kompozitních materiálů, které mají lepší abrazivzdornost. Zuby se vyrábějí plněním pryskyřičného těsta po vrstvách do kovových forem, ve kterých následně probíhá následná polymerace. Vazba plastových zubů k bazální pryskyřici je chemická [1, 28, 29].

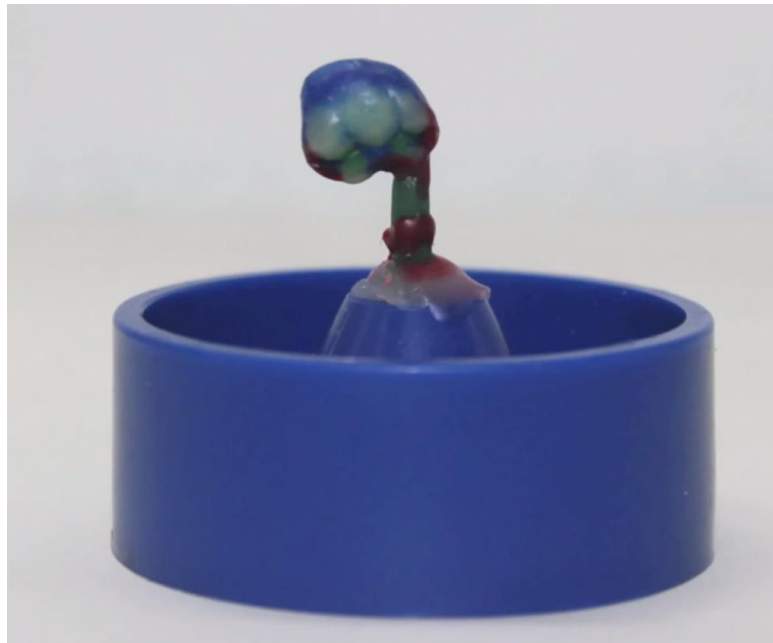
3 TECHNOLOGIE VÝROBY ZUBNÍCH NÁHRAD

Zavádění moderních technologií do procesu výroby zubních náhrad s sebou přináší řadu výhod pro zubaře i pacienty. Zubařům práci v mnohém usnadňuje a pomáhá jim s naplněním požadavků pacientů, zejména na estetičnost náhrad. Pro pacienty je hlavní výhodou zkrácení doby strávené v zubní ordinaci a čekání na finální náhradu. Způsoby výroby zubních náhrad se neustále vyvíjejí, zejména v oblasti 3D tisku je stále široký prostor k vývoji.

3.1 Licí technika

Technologie odlévání dentálních slitin a keramiky je založena na tzv. metodě ztraceného vosku. Jejím základem je voskový model zubní náhrady, který laborant vytvoří pomocí zubního otisku. Při samotném odlévání je hlavní snahou kompenzovat kontrakci tuhnoucího materiálu, získat odlitek pevný a homogenní bez vnitřních a povrchových defektů. Odléváním se zhotovují náhrady i konstrukce pro kovokeramické náhrady. Pracovní postup odlévání náhrad je následující [30–32]:

- vytvoření licí soustavy (voskový model – soustava licích čepů – licí kuželík),
- zatmelení – zhotovení licí formy,
- vysušení formy, vypálení vosku, vyhřátí formy na licí teplotu,
- odlití roztavené slitiny/keramiky.



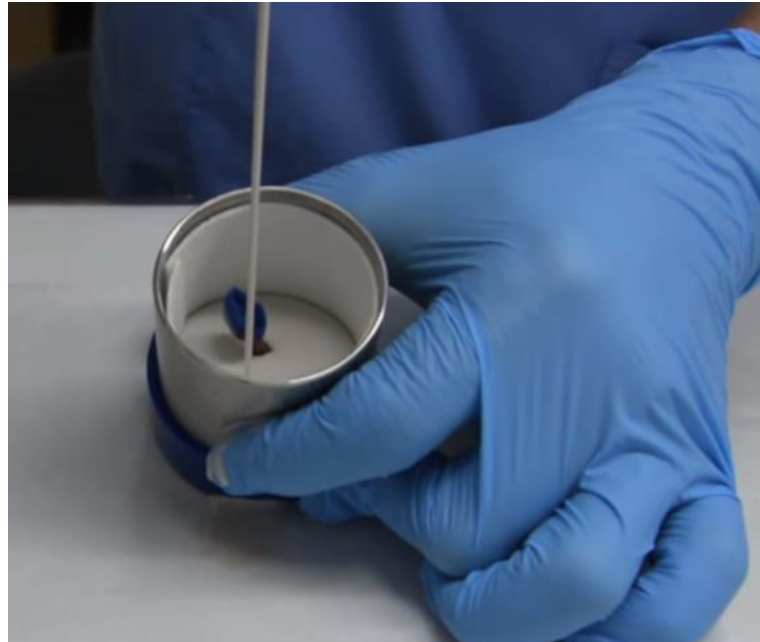
Obr. 3.1 Licí soustava [31].

Licí soustava

Licí soustava se skládá z licího kuželíku, licích čepů a odlévaného objektu. Po vypálení vosku vytváří uvnitř formy navzájem propojené dutiny. Aby tavenina dobře zatékala, musí být dobře zvolena délka a průměr vtokových čepů, jejich umístění a připojení na odlévaný objekt. Celá soustava se umístí na gumový podstavec. Licí soustavu umístěnou na podstavci zobrazuje obr. 3.1 [30, 31].

Zatmelení a vytvoření formy

Ke zhotovení formy pro odlévání dentálních slitin se používají dva typy formovacích hmot – sádrové (pro slitiny s teplotou tavení do 950 °C) a fosfátové (univerzálnější, pro vyšší teploty). Na voskový model se před zatmelením nanáší hydrofilizační roztok, který zvyšuje přilnavost formovací hmoty na povrch vosku. Hmotu se formuje v tzv. licím kroužku s žáruvzdornou vložkou, která umožňuje expanzi materiálu. Kroužek se postaví na gumový podstavec, naplní hmotou a nechá se určitou dobu (půl až jednu hodinu, podle typu formovací hmoty) tuhnout. Plnění licího kroužku je na obr. 3.2. Po ztuhnutí se seřízne spodní plocha formy a odejme se gumový podstavec [30, 31].



Obr. 3.2 Plnění licího kroužku [31].

Vysušení formy, vypálení vosku, vyhřátí formy na lící teplotu

Vyhřívání formy se provádí v elektrických pecích. Prvně dochází k vysoušení formy a tavení vosku – forma se postupným ohřevem zahřívá až na 270 °C. Dále se pokračuje ve zvyšování teploty až na teplotu cca 575 °C. Další fází je příprava formy na odlévání, zahřívá se až na teplotu přibližně o 150 °C nižší, než je teplota tavení odlévaného materiálu. Na této teplotě se udržuje tak dlouho, dokud forma není dostatečně prohřátá až do středu [1, 30, 31].

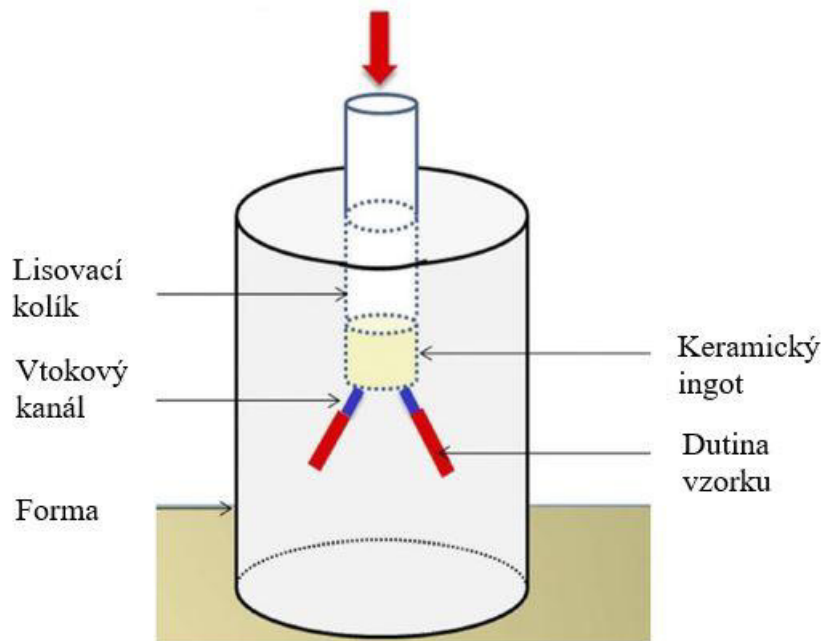
Odlití taveniny

Časová prodleva mezi vyjmutím kroužku z pece a odlitím by měla být co nejkratší. Slitiny nebo keramiku lze tavit plamenem, vysokofrekvenčním či indukčním elektrickým proudem nebo elektrickým obloukem. Používá se odstředivé lití a vakuové lití. Ze získaného odlitku je následně odříznuta licí soustava, dále se odlitek očistí a dokončuje broušením a leštěním [30, 31].

Využití této klasické metody s sebou nese výhody i nevýhody. Mezi výhody patří například tvorba vrstvy vazebných oxidů na povrchu, která následně může u kovových konstrukcí sloužit k vytvoření stabilní vazby s keramickými materiály. Nevýhodou naopak může být poměrně velký prostor k chybě a vzniku defektů a prasklin či přítomnost nečistot, špatná přesnost vyrobené náhrady a dlouhé dokončovací operace (broušení, leštění) [1, 32].

3.2 Lisovací technika

Lisovací technika je také založena na metodě ztraceného vosku, pracovní postup je téměř totožný s postupem lící techniky, liší se pouze v posledním kroku. Do vzniklé dutiny se neodlévá roztavený materiál, nýbrž se využívá lisování za zvýšené teploty. Po vypálení formy se kroužek vloží do lisu. Jako materiál se používá keramika ve formě ingotů, v lisovacím přístroji se forma ohřeje na teplotu přibližně 900 °C a keramická hmota se v plastickém stavu vtlačí do formy pomocí lisovacích kolíků. Schéma této metody je na obr. 3.3. Mezi výhody využití lisovací techniky patří vyšší přesnost a nižší pórovitost [33, 34].



Obr. 3.3 Lisovací technika [34].

3.3 Technologie CAD/CAM

Systém CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) je počítačem podporovaný návrh a následná výroba produktu. V zubním lékařství se využívá na výrobu ineljí, oneljí, korunek, můstků, implantátů i konstrukcí pro fazetování. Využití počítačově řízené výroby přineslo výrazné zpřesnění výroby, zvýšení produktivity i snížení nákladů. Postup výroby náhrad pomocí CAD/CAM systému je následující [35]:

- 3D skenování sádrového modelu odlitého pomocí otisku / intraorální skenování,
- modelování zubní náhrady v CAD softwaru,
- výroba zubní náhrady pomocí CNC frézování nebo 3D tisku,
- dokončovací operace.

3.3.1 CNC frézování

CNC (Computer Numerical Control) frézování je v současné době nejrozšířenější způsob výroby zubních náhrad. Používá se především pro zhotovování celokeramických zubních

náhrad, ale také k frézování kovových konstrukcí a výrobě implantátů. CNC frézovací obráběcí centra lze dělit podle druhu výroby na výrobu nepřímou (označovanou také jako inlab), která probíhá v laboratoři, a tzv. chair-side výrobu, která probíhá přímo v ordinaci lékaře.



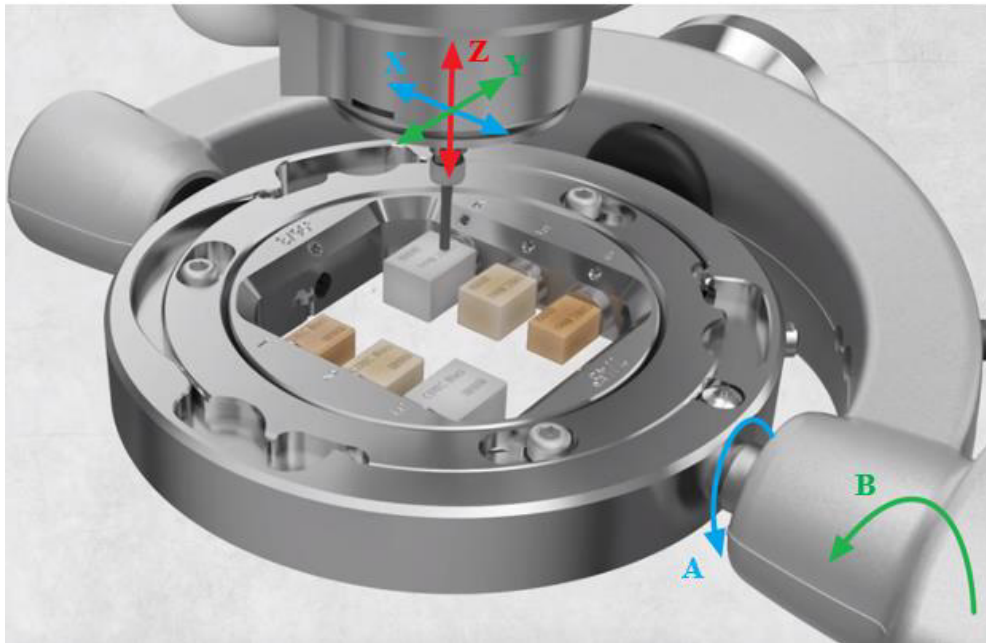
Obr. 3.4 Ordinační jednotka CEREC MC XL Premium Package [36].

Nejrozšířenějším systémem chair-side výroby je systém CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) od firmy Sirona, který slouží ke zhotovování celokeramické náhrady. Hlavním účelem chair-side metody je možnost vyrobit pacientovi náhradu v rámci jedné návštěvy zubní ordinace. Skenování, návrh i výrobu provádí zubař či personál ordinace a odpadá tedy práce v zubních laboratořích. Jako polotovary se používají bločky, viz obr. 2.6 výše. Výhodou nejnovějších CEREC ordinačních jednotek (obr. 3.4) jsou jejich malé rozměry [37].

Častějším dělením obráběcích center je dělení podle počtu současně řízených os [38]:

- 3-osá obráběcí centra (pohyb v osách X, Y, Z),
- 4-osá obráběcí centra (pohyb v osách X, Y, Z + A = rotace kolem osy X),
- 5-osá obráběcí centra (pohyb v osách X, Y, Z, A, + B = rotace kolem osy Y).

Nejpoužívanější jsou 5-osá obráběcí centra (obr. 3.5), která lze využít pro výrobu korunek či můstků, které nelze vyrobit 3-osým obráběním [38].



Obr. 3.5 inLab MC X5 5-osé obráběcí centrum [39].

Výrobci laboratorních frézovacích center je celá řada (např.: Planmeca, Sirona, Interdent, Straumann,...). Jako polotovary se nejčastěji používají odlité nebo stlačené disky (puky) standardizovaného průměru, případně materiálové bločky (viz obr. 3.6). Polotovary jsou v ideálním případě homogenní. U kovů je homogenita důležitá především kvůli teplotní roztažnosti, která zaručuje přesnou expanzi při napalování keramiky. U keramických materiálů (zirkonium) je homogenita nutná, aby docházelo k rovnoměrnému smrštění objektu při následném vytvrzování [40].



Obr. 3.6 Disk a bloček od firmy VITA [41].

3.3.2 Technologie 3D tisku

Pojmem 3D tisk se obecně označuje výroba, která je aditivní, nedochází při ní k odebrání materiálu, ale materiál naopak přibývá po jednotlivých vrstvách. V dentální medicíně se tato technologie používá především pro výrobu modelu čelisti, který se využívá při dokončovacích operacích výroby zubních náhrad. Další aplikací je tisk voskových modelů, které se používají při lící a lisovací technice. 3D tisk lze také využít pro výrobu provizorních náhrad, kovových konstrukcí nebo chirurgických šablon používaných při zavádění implantátu. Přehled nejpoužívanějších technologií 3D tisku uvádí tab. 3.1. Perspektivním se zdá být využití 3D tisku ze zirkonia, které je zatím ve fázi výzkumu a které by přineslo výraznou úsporu materiálu oproti frézování [42, 43].

Tab. 3.1 Přehled používaných technologií 3D tisku [44, 45]:

Technologie 3D tisku	Zkratka	Materiál
Fused Deposition Modeling	FDM	ABS, vosk, polykarbonát, elastomery
Stereolitography	SLA	fotopolymery
Digital Light Processing	DLP	
Polyjet	PJ	
Selective Laser Sintering	SLS	polyamid, nylon, vosk, kovové prášky, keramické prášky
Selective Laser Melting	SLM	
Injekt Based System	3DP	

Fused Deposition Modeling (FDM)

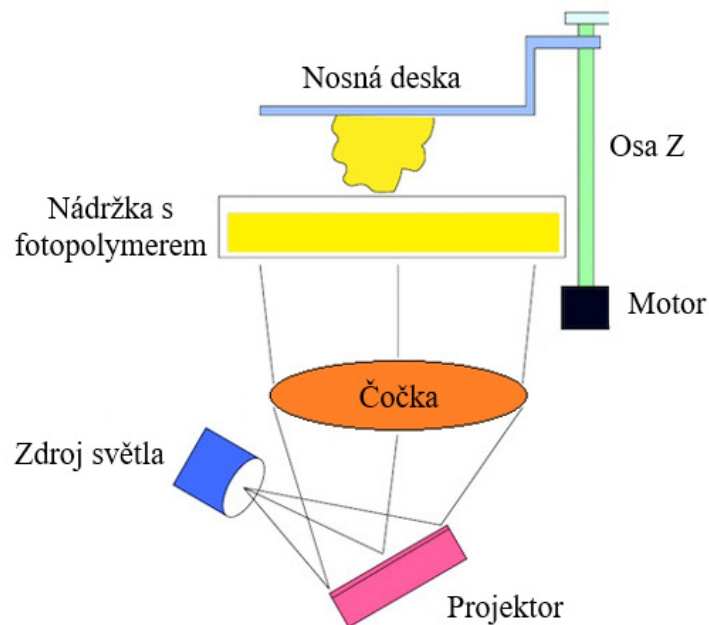
Tato metoda spočívá v natavování tuhého materiálu, který je vtlačován do vyhřívané trysky a nanášen po jednotlivých vrstvách na podložku. Tryska se pohybuje v rovině XY a po dokončení vrstvy se posouvá v ose Z nahoru o výšku vrstvy. Metodou FDM lze vyrábět součásti z ABS plastu, polykarbonátu, elastomeru a vosku. Výhodami této metody jsou její rychlost, téměř nulový odpad (pouze materiál podpor), nevýhodami jsou naopak nízká přesnost, která je omezená průměrem výstupní trysky, drsnost povrchu a v některých případech nutné využití podpor [44, 45].

Stereolitography (SLA)

Metoda SLA je založena na vytvrzování jednotlivých vrstev materiálu pomocí ultrafialového (UV) záření z laseru. Po vytvrzení vrstvy je nosná deska snížena o výšku vrstvy a stírací lištou je nanosená pryskyřice zarovnána na požadovanou tloušťku. Takto se postupuje až do získání celé součásti. Po tisku je výrobek vyjmut z podpor a upraven v UV komoře, kde se mu dodává integrita povrchu či barva. Jako materiál se používá tekutá pryskyřice nebo materiály na bázi fotopolymerů. Za výhody SLA metody lze považovat vysokou přesnost a kvalitní povrch výrobku. Nevýhodou je vysoká cena zařízení i materiálu, potřeba místnosti s UV protektory na oknech a s osvětlením bez UV záření, pomalá výroba a nutnost následného opracování v UV komoře [44-46].

Digital Light Processing (DLP)

DLP metoda je velmi podobná metodě SLA. Princip metody znázorňuje obr. 3.7. Hlavním rozdílem je způsob osvětlování fotopolymery, namísto laseru se používá digitální projektor. Dalším rozdílem je pohyb nosné desky se po vytvrzení vrstvy směrem nahoru, což oproti SLA přináší výhodu menšího množství potřebného materiálu a rychlejší tisk, protože se promítá celá vrstva zároveň. Naopak nevýhodou je omezení přesnosti metody DLP rozlišením projektoru a velikostí pixelu. Další výhody a nevýhody jsou stejné jako u metody SLA [46, 47].



Obr. 3.7 Schéma metody DLP [47].

Polyjet (PJ)

Při metodě PJ existuje možnost tisknout z více materiálů. Na výrobní podložku se do jedné vrstvy tryskami nanáší jeden nebo více druhů fotopolymerních materiálů (např. stavební a podpurný). Po nástřiku je vrstva vytvrzena UV zářením. Výhody a nevýhody této metody jsou obdobné jako u metody SLA. Díky možnosti tisku více druhů materiálů zároveň by se využití PJ nabízelo k tvorbě protéz, ale (zatím) to neumožňuje nedostatek biokompatibilních materiálů [46, 48].

Selective Laser Sintering (SLS)

Jako materiál se používá jemný prášek, který je nanesen na desku a spečen v požadovaném místě působením CO_2 laseru. Spékání probíhá pod teplotou tání, ale na takové teplotě, aby došlo k navázání částic. Nespěčený materiál slouží jako podpora. Nosná deska se posune o výšku vrstvy níže a válečkový mechanismus nanese další vrstvu prášku. Tento proces se opakuje do vzniku výrobku. Prášek může být ve formě kovu (slitiny titanu, Cr-Co slitiny), plastu, keramiky a speciálního písku. Mezi výhody metody SLS patří velké množství použitelných materiálů, nepotřebnost tvorby podpor, mezi nevýhody naopak cena zařízení i materiálu, velká a energeticky náročná zařízení a nízká kvalita povrchu (vlivem velikosti částic práškového materiálu) [44–46].

Selective Laser Melting (SLM)

Metoda SLM bývá někdy řazena jako podkategorie metody SLS. Princip metod SLM a SLS je téměř totožný, metoda SLM se liší pouze tím, že materiál je spojován natavováním, tedy dochází k ohřevu materiálu nad jeho teplotu tání [45].

Injekt Based System (3DP)

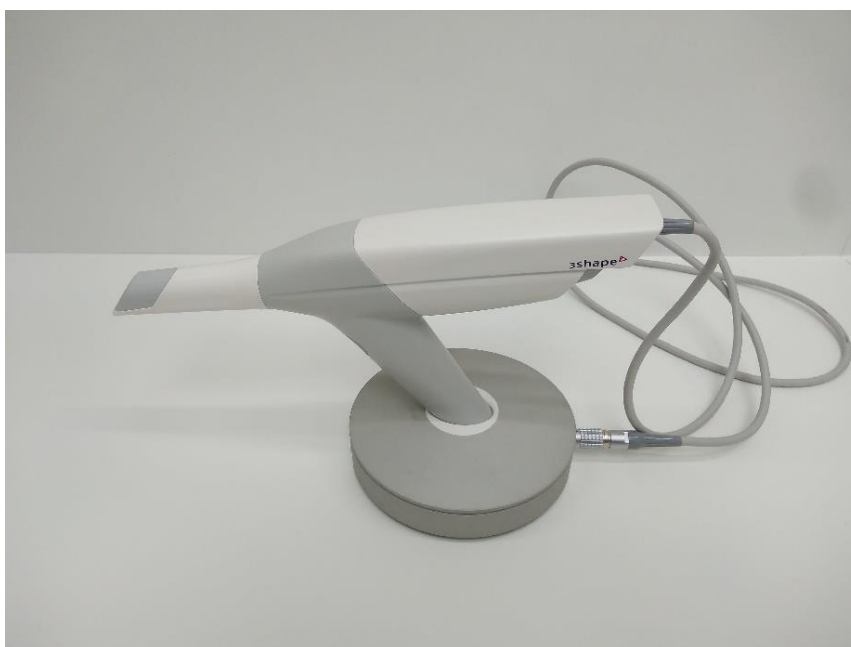
3DP metoda je také principiálně podobná metodě SLS. Materiál ve formě prášku se namísto spékání laserem spojuje pojivem, které je nanášeno pomocí klasické tiskové hlavy, která se používá v běžných 2D tiskárnách. Obdobně jako u metod SLS a SLM se nanáší vrstva prášku, která je následně spojena podle tvaru objektu, následuje snížení nosné podložky o výšku vrstvy a nanesení dalšího materiálu. Stejně jako u SLS tato metoda nevyžaduje stavbu podpor, ty tvoří nespojený materiál [45].

4 NÁVRH A VÝROBA PROVIZORNÍ NÁHRADY

Vyráběným typem provizorní zubní náhrady byla zvolena korunka. Při výrobním postupu byly provedeny tyto kroky: digitalizace místa pro zubní náhradu, návrh zubní náhrady, návrh a výroba modelu, výroba zubní náhrady. Návrh a výroba korunky byly provedeny v akreditované zubní laboratoři Eurodent Tomáše Skoupého se sídlem v Brně.

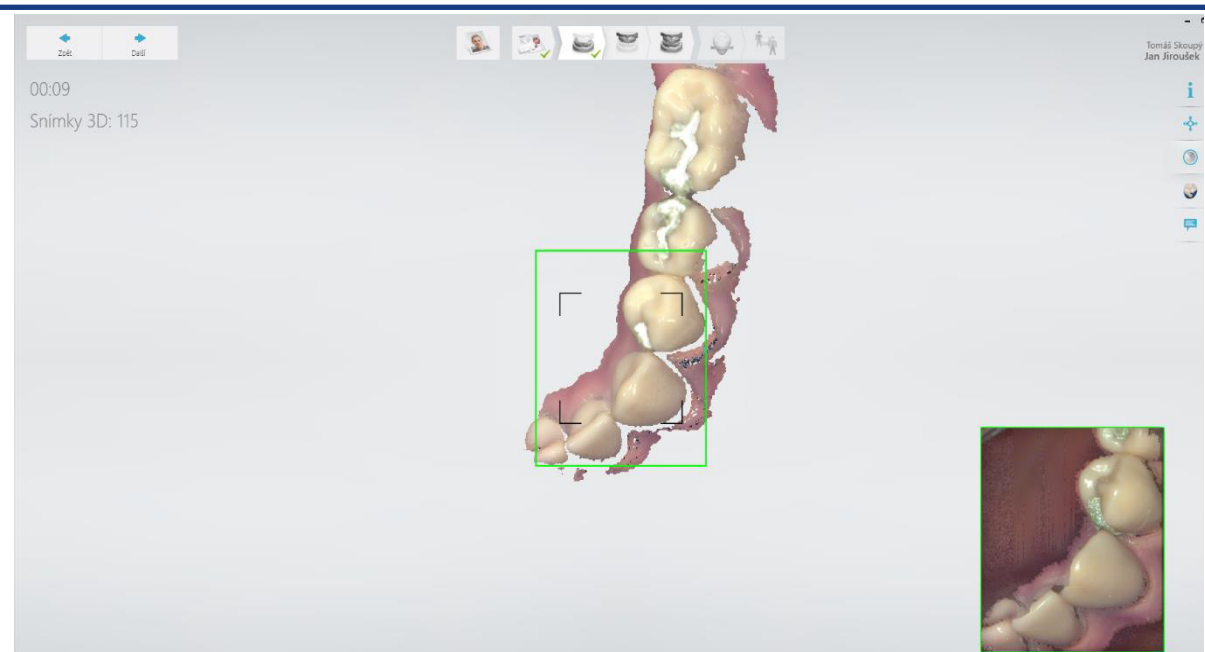
4.1 Digitalizace místa pro zubní náhradu

Získání popisu místa, na které má být zubní náhrada umístěna, bylo provedeno pomocí intraorálního skeneru Trios od firmy 3Shape (obr. 4.1). Intraorální skenování je postup, který zjednodušuje práci zubaři i protetikovi v zubní laboratoři. Jedním z důvodů, proč se intraorální skenery využívají, je výrazná úspora času.

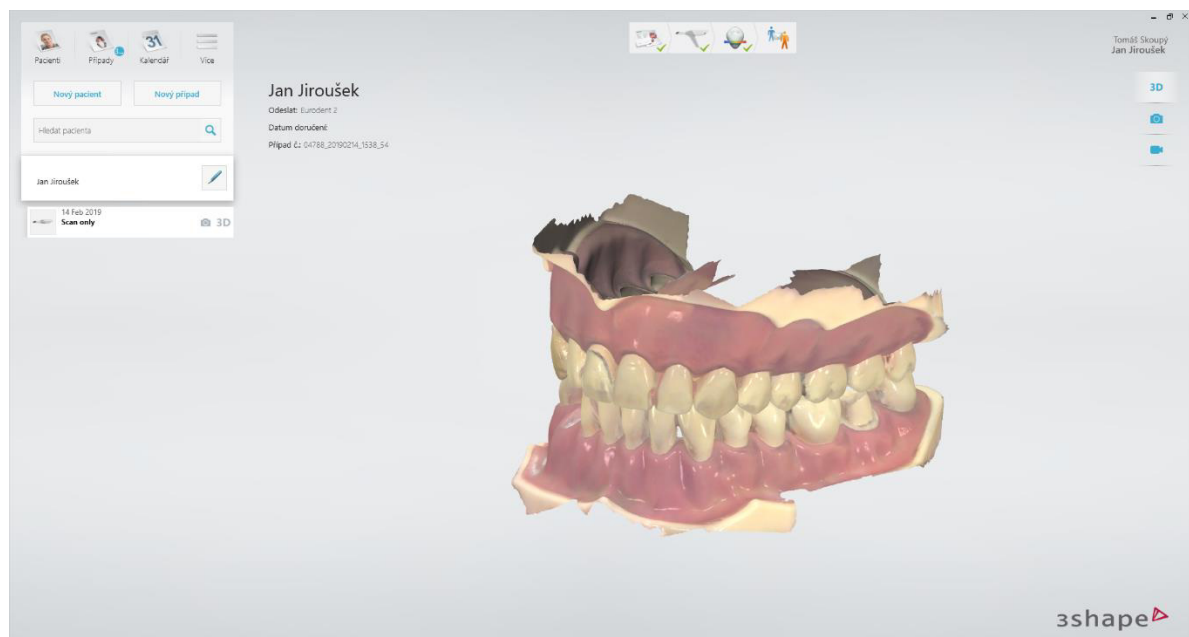


Obr. 4.1 Intraorální skener Trios 3Shape.

V porovnání s konvenční metodou výroby otisků pomocí dentální pryskyřice a sádry, která se ne vždy povede na první pokus, je skenování mnohem rychlejší způsob trvající několik minut. S výrobou otisků je spojena i spotřeba pomocných materiálů, tudíž skenování vede ke snížení nákladů. Úsporu přináší i eliminace nákladů na převoz a skladování otisků. Digitalizovaná data lze snadno přenést online během několik vteřin, odpadají tak zbytečné časové prodlevy. Další výhodou je snížení možnosti lidské chyby, zatímco otisky mohou být sejmuty špatně a nemusí tak popisovat přesný tvar otisknutého místa. Díky zobrazování průběhu skenování v softwaru (obr. 4.2) na připojeném počítači má obsluha skeneru okamžitou zpětnou vazbu, zda skenování probíhá ve správném místě. Hlavní výhodou je zvýšení komfortu pro pacienty, díky nahrazení, pro mnohé pacienty nepříjemného, otiskování použitím rychlého skenování [50].



Obr. 4.2 Průběh skenování.



Obr. 4.3 Výsledný sken.

4.1.1 Postup skenování ústní dutiny

Výsledný sken (obr. 4.3) se skládá ze tří částí – skenu dolní čelisti, skenu horní čelisti a skenu okluze. Postup skenování, někdy také nazývaný jako skenovací strategie, může ovlivnit rychlost získání dat a jejich přesnost. Při digitalizaci byl použit skenovací postup doporučený firmou 3Shape, který je následující [51]:

1. Skenování dolní čelisti (obr. 4.4)

Začíná se na okluzních ploškách zubů v zadní části zubního oblouku a postupně se postupuje po celém oblouku. U předních zubů, které nemají velké okluzní plochy, je třeba postupovat pomalu a skener naklápět. Po naskenování celého oblouku se průběžně pokračuje natočením

skeneru a skenem linguálních ploch zubů (plochy zubů dolní čelisti obrácené směrem k jazyku) podél celého oblouku a následně skenováním bukalních ploch zubů (plochy obrácené k tváři).

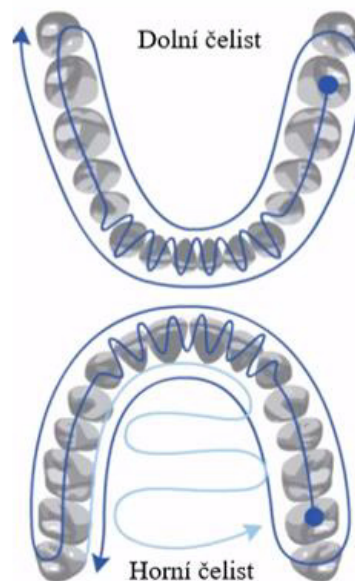
2. Skenování horní čelisti (obr. 4.4)

Postup je velmi podobný jako u skenování dolní čelisti. Začíná se na okluzních plochách, poté se překlápí na bukalní plochy a následně na palatinální plochy (plochy zubů horní čelisti obrácené směrem k patru).

3. Skenování okluze

Slouží k zarovnání skenů horní a dolní čelisti. Skenují se skousnuté zuby, postačující je pouze krátký úsek tak, aby byl software schopen předchozí dva skeny zarovnat.

Po dokončení jednotlivých skenů je možné si data prohlédnout a případně doskenovat místa, která nejsou dostatečně přesná, nebo oříznout nepotřebné plochy.



Obr 4.4 Postup skenování dolní a horní čelisti [46].

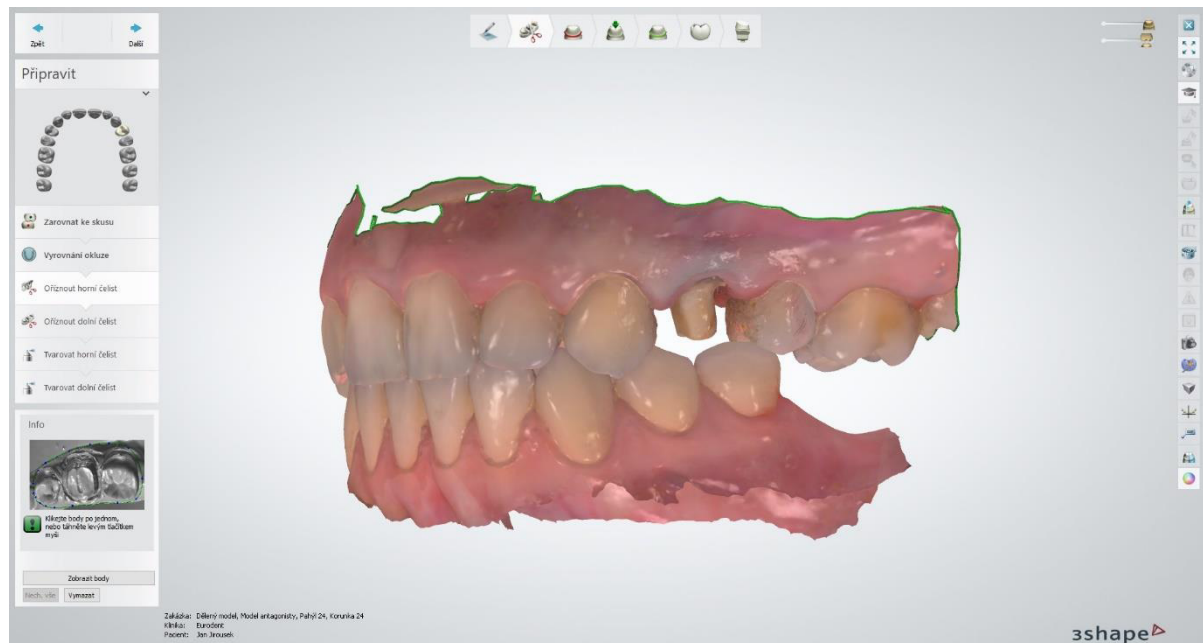
4.2 Návrh zubní náhrady

Pro návrh zubní náhrady byl použit software 3Shape Dental System. Podkapitola popisuje jednotlivé kroky vedoucí k vytvoření finální podoby náhrady. Společně s naskenovanými daty laboratoř obdrží objednávkový formulář, který obsahuje informace o typu indikace pro daný zub.

Vyrovnání okluze, ořez přebytečných ploch, tvarování

Vstupní naskenovaná data horní a dolní čelisti se zarovnají, vyrovnání může být provedeno také využitím skenu okluzních ploch. Dále se oříznou přebytečné plochy, které sken obsahuje.

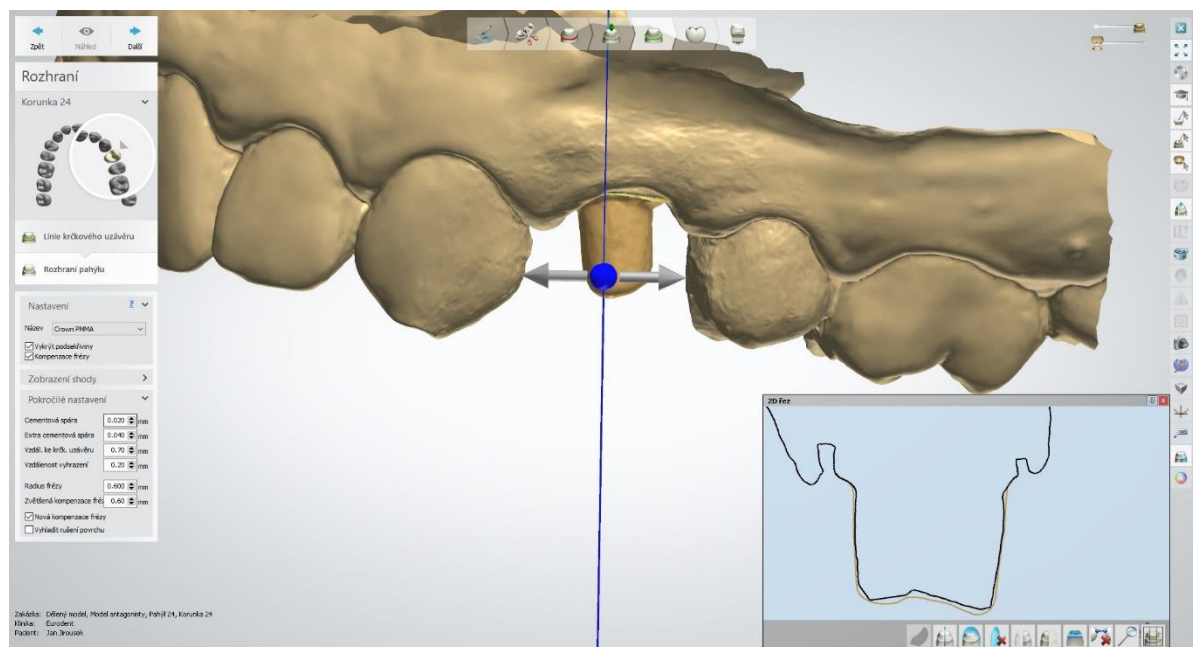
Vstupní data je pak možnost upravit (např. ostré hrany na dásni v okolí opravovaného zubu) pomocí virtuálního nástroje „voskový nůž“.



Obr. 4.5 Vyrovnaní okluze a úprava vstupních dat.

Výběr linie krčkového uzávěru, směru nasazení, rozhraní pahýlu

Linie krčkového uzávěru je hranice preparace, na kterou dosedá okraj zubní náhrady. Hranice se vygeneruje automaticky, je však potřeba ji manuálně zkontrolovat či upravit. Směr nasazení náhrady rovněž vygeneruje program, ale je možné ho upravit. Tvorba rozhraní pahýlu (obr. 4.6) vychází z linie krčkového uzávěru, v rámci tohoto kroku dojde k mírnému odsazení – vytvoření prostoru pro aplikaci lepicího materiálu (cementu) – a k tzv. kompenzaci frézy, tedy zaoblení ostrých hran tak, aby je bylo možné vyfrézovat (viz 2D řez na obr. 4.6).

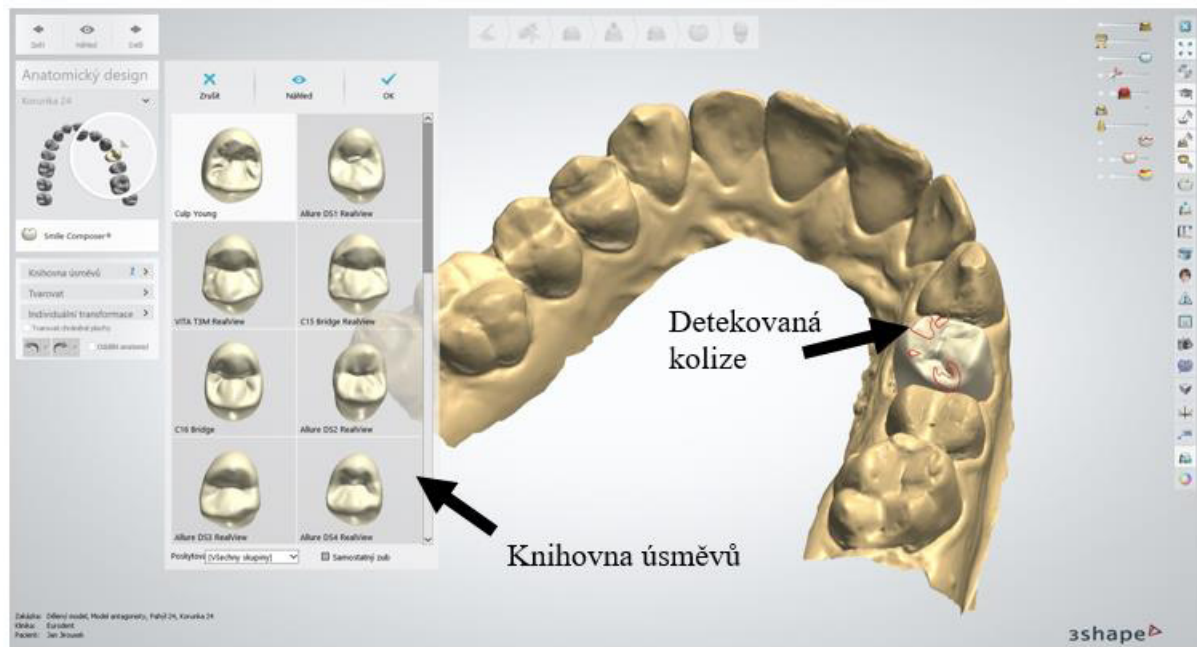


Obr. 4.6 Rozhraní pahýlu.

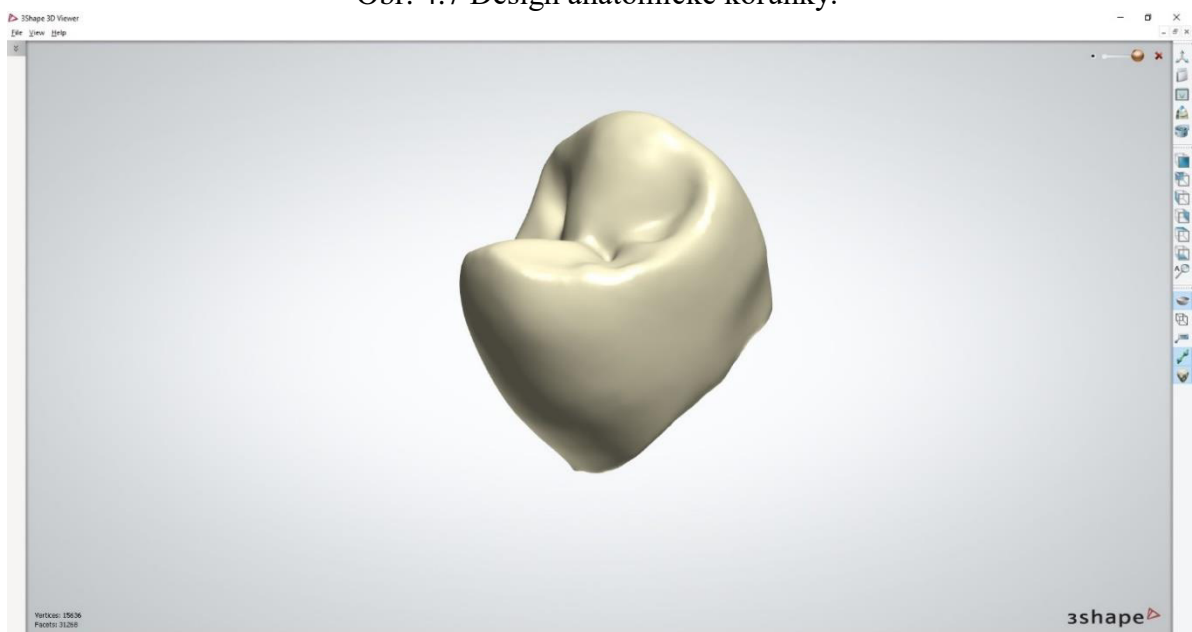
Design anatomické korunky

Prvotní tvar náhrady se vygeneruje z tzv. knihovny úsměvů (obr. 4.7). Tímto pojmem se označuje databáze, která obsahuje různé druhy používaných tvarů náhrad, které se liší především tvarováním okluzních ploch.

Program dále nabízí řadu modelovacích nástrojů k úpravě vygenerované náhrady, např.: individuální transformaci (natočení, roztažení, posunutí), voskový nůž, pinzetu, automatické dostavení náhrady do skusu a oříznutí náhrady ke krčkovému uzávěru. Program automaticky detekuje kolize (obr. 4.6) a kontroluje minimální tloušťku náhrady. Dále je možné využít virtuální artikulátor, který simuluje kontakt čelistí a pohyby v čelistních kloubech. Po upravení náhrady do finální podoby (obr. 4.8) program vygeneruje model ve formátu *.stl*.



Obr. 4.7 Design anatomické korunky.

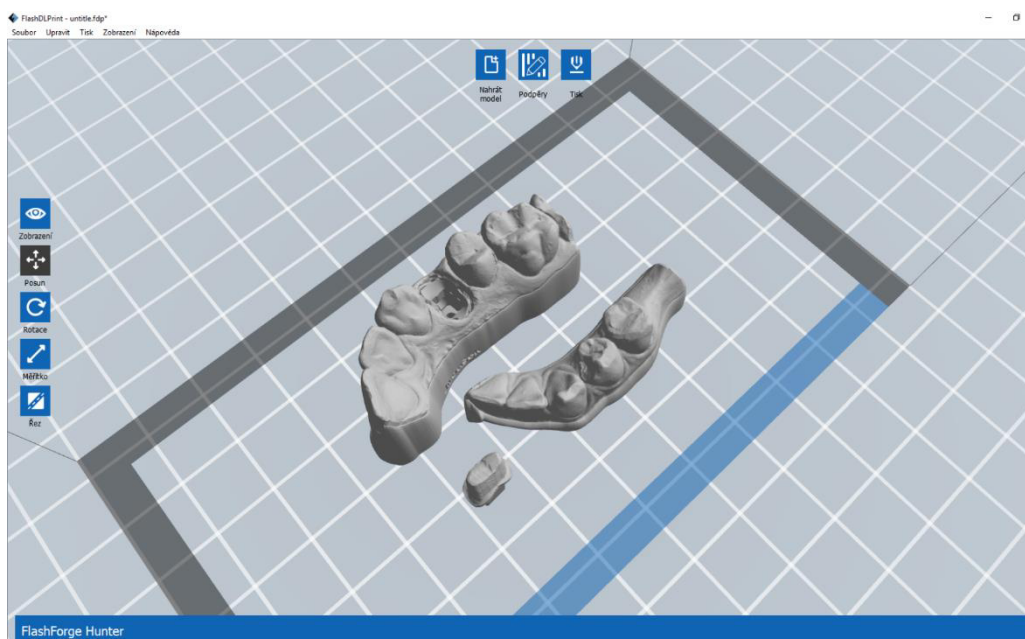


Obr. 4.7 Finální podoba korunky (.stl).

4.3 Návrh a výroba modelu čelisti

Při návrhu modelu bylo využito rozhraní 3Shape Model Builder. Prvními kroky byly zarovnání skenů a oříznutí nepotřebných ploch. V této konkrétní aplikaci byla dostačující pouze část čelisti, zbytek zubního oblouku byl proto oříznut z důvodu úspory materiálu. Dalším krokem bylo vytvoření pahýlu (to proběhlo už v rámci návrhu zubní náhrady), následně kontrola a úprava směru zavádění pahýlu. Po vytvoření finální podoby modelu čelisti, který se skládal ze tří částí, byly vygenerovány soubory ve formátu *.stl*.

Tyto soubory byly naimportovány do slicovacího softwaru FlashDLPrint, ve kterém byly objekty vhodně rozmístěny na tiskové podložce (obr. 4.8) a následně byl vygenerován tiskový soubor ve formátu *.svgx*. Výroba modelu byla realizována na 3D tiskárně FlashForge Hunter, která využívá metodu DLP. Materiál pro standardní 3D model nemusí splňovat žádné speciální požadavky, proto byla použita pryskyřice Standard Resin (grey) FH1100 od firmy FlashForge. Tisk modelu trval bez mála jeden a půl hodiny, poté byl výtisk očištěn ve speciálním roztoku a vytvrzen ve světle vytvrzujícím přístroji (dalších cca 20 min).



Obr. 4.8 Rozmístění objektů na tiskové podložce.

Model čelisti se vyrábí, aby bylo možné provést finální úpravy náhrad ještě v laboratoři. Model simuluje reálné postavení zubů v ústní dutině pacienta a slouží k obroušení a vyleštění náhrady tak, aby co nejlépe pasovala a zubař ji v ideálním případě před zavedením již nemusel nijak upravovat. Nutnost mírných úprav zubařem může způsobit pohyb sousedních zubů, které mají tendenci se do vzniklé mezery posouvat (protilehlý zub sestupovat).

4.4 Výroba korunky na 3D tiskárně

Stejně jako při tisku modelu čelisti byla pro výrobu korunky použita tiskárna FlashForge Hunter (obr. 4.9). Model korunky ve formátu *.stl* byl naimportován do slicovacího softwaru FlashDLPrint, vhodně umístěn na tiskovou podložku a následně byl vygenerován tiskový soubor (*.svgx*).



Obr. 4.9 3D tiskárna FlashForge Hunter [52].

Oproti tisku modelu čelisti bylo nutné použít jiný materiál, který splňuje požadavky na biokompatibilitu a proto byl zvolen materiál NextDent C&B MFH od společnosti NextDent. Ten se skládá se z pryskyřice a anorganického plniva, které by mělo vylepšovat mechanické vlastnosti materiálu.

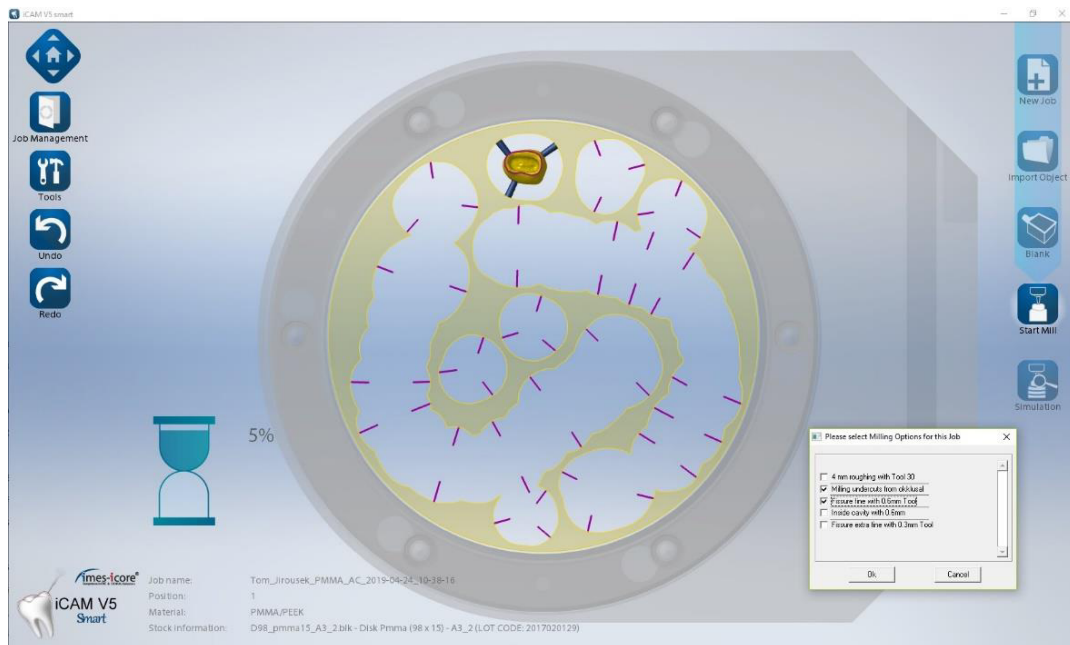


Obr. 4.10 Vytvrzující přístroj bre.Lux Power Unit [53].

Tisk korunky trval přibližně 55 min, poté byl výtisk očištěn a dodatečně vytvrzen ve vytvrzujícím přístroji bre.Lux Power Unit (obr. 4.10), který se používá k vytvrzování světlem tuhoucích materiálů.

4.5 Výroba korunky CNC frézováním

Model korunky ve formátu *.stl* byl nainportován do CAM softwaru iCAM V5 Smart, ve kterém bylo zvoleno její umístění v bloku (frézovací blok, Ø 98,5 mm) vhodného materiálu. Modelem lze v programu rotovat a lze zvolit vhodné umístění spojovacích kolíčků. Rozhraní softwaru a zvolené umístění korunky se nachází na obr. 4.11.

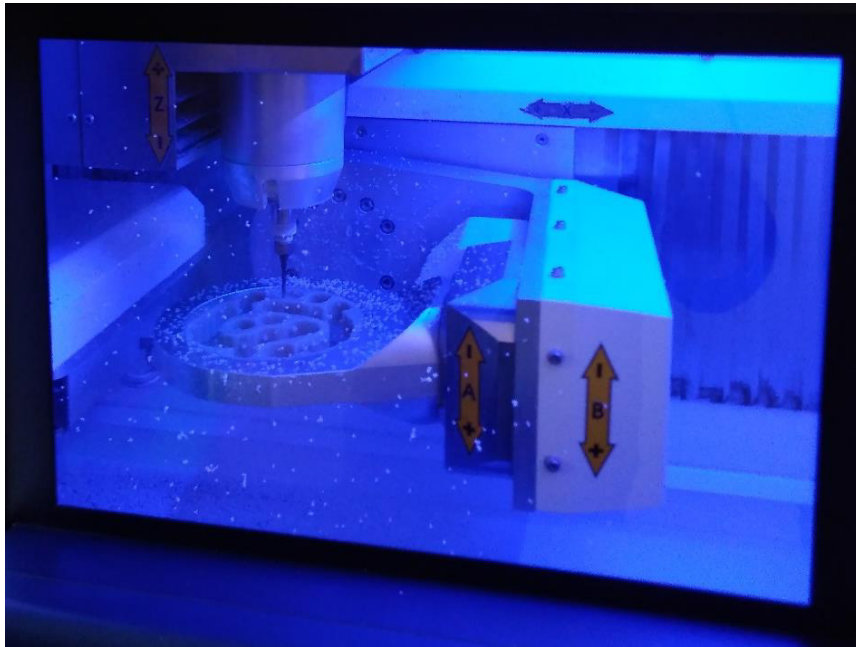


Obr. 4.11 Volba umístění korunky.

Materiál na provizoria nemusí splňovat tak vysoké požadavky na mechanické vlastnosti, protože jeho trvanlivost nemusí být dlouhodobá, důležitějšími faktory jsou naopak cena a snadná výroba. Materiálem pro výrobu korunky byl zvolen PMMA, který je pro výrobu provizorií používán nejčastěji. Jako polotovár byl použit disk CC DISK PMMA A3 15 mm od firmy Interdent. Dle údajů výrobce má tento materiál tvrdost 26,6 HV a dobu trvanlivosti až 5 let [54].

Frézovací program byl softwarem automaticky vygenerován a importován do softwaru frézky. Výroba proběhla v 5ti-osém zubním frézovacím centru Coritec 350i Pro od firmy imes-icore, použity byly následující nástroje:

- radiusová fréza T11/T13 - 2.5 I 6.0 mm o průměru Ø 2,5 mm na frézování PMMA, vosku,
- radiusová fréza T12 – 1.0 I 6.0 mm o průměru Ø 1,0 mm na frézování PMMA, vosku,
- radiusová kónická fréza T15/T42/T52 – 0.6 I 6.0 mm o průměru Ø 0,5 mm na frézování PMMA, vosku, zirkonia.



Obr. 4.12 Frézování korunky.

Samotné frézování (obr. 4.12) trvalo necelých 12 min, vyfrézovaná korunka je na obr. 4.13. Po vyfrézování byla korunka odříznuta z puku, byly z ní odříznuty spojující kolíčky a povrch v místě kolíčků byl zabroušen a vyleštěn.



Obr. 4.13 Vyfrézovaná korunka.

5 DISKUZE

Tato část obsahuje zhodnocení průběhu a výsledků jednotlivých kroků experimentální části.

5.1 Zhodnocení použití intraorálního skenování

Intraorální skenování se jeví jako výhodná alternativa ke klasickému otiskování. Obsluha softwaru je intuitivní, pro člověka, který denně pracuje s počítačem nebo chytrým telefonem, je zorientování se v programu otázkou několika minut. Ovládání skeneru je snadné, kalibrace probíhá automaticky za použití speciálního nástavce. Na osvojení správného postupu skenování stačí krátké zaškolení a několik zkušebních pokusů. Skenování usnadňuje přímá zpětná kontrola skenovaných dat na obrazovce, možnost přerušování a znovuoobnovení skenování či možnost doskenování nekompletních míst. Data a objednávku náhrady lze odeslat ihned po naskenování, což oproti klasickému otiskování přináší velkou úsporu času i financí. Nevýhodou jsou vysoké nároky na hardware a s tím související pořizovací cena.

5.2 Zhodnocení návrhu náhrady

Digitální návrh náhrady byl proveden v softwaru 3Shape Dental System. V rozhraní softwaru se lze poměrně snadno zorientovat, jeho ovládání je intuitivní a software sám uživatele navádí po jednotlivých krocích. Výrazné usnadnění přináší knihovna úsměvů, prvotní design korunky si lze snadno importovat z databáze a není nutné ho při každém navrhování znovu vytvářet. Důležité jsou jeho následné úpravy, v rámci kterých se kontrolují kolize a minimální tloušťka a které jako jediný krok spolu s výběrem linie krčkového uzávěru vyžadují manuální úpravy obsluhou softwaru. Celkový čas navrhování náhrady činil okolo hodiny a půl, v běžné praxi je tento čas kratší, ale i tak je návrh náhrady časově nejdelší fází výroby provizoria.

5.3 Porovnání frézování a 3D tisku

Provizorní korunka byla vyrobena pomocí dvou technologií. Časovou náročnost a zjednodušený odhad finančních nákladů shrnuje tab. 5.1.

Tab. 5.1 Porovnání technologií výroby provizorní korunky:

	Čas [min]			Odhadované náklady [Kč]				Pozn.:
	Výrobní čas	Dokončovací operace	Celkový čas	Spotřeba energie	Spotřeba materiálu	Opotřebení nástrojů	Celkové náklady	
Frézování	12	5	17	3	31	18	52	Spotřeba elektřiny je vypočtena z příkonů strojů uvedených v katalogích výrobců a ceny za 4,1 Kč za 1 kWh. Náklady na materiál a nástroje vychází z průměru cen u internetových prodejců.
3D tisk	55	35	90	0,5	12	X	12,5	

Frézování korunky trvalo necelých 12 min, poté byla odříznuta z disku a následně se z vyfrézované korunky odřízly spojovací kolíčky. V místech jejich umístění se korunka zabrousila a krátce zaleštila leštící gumou. Žádné další dokončovací operace nebyly nutné, korunka přesně pasovala na vytisknutý model čelisti (obr. 5.1). Celý výrobní proces frézované korunky trval okolo 17 min.

Vytištění korunky trvalo zhruba 55 min, následovalo očištění a vytvrzování, které si vyžádalo dalších 15 min. Po vytvrzení bylo vyzkoušeno umístění korunky na model čelisti, na pahýl zubu nepasovala, proto bylo nutné zabrousit vnitřní plášť korunky tak, aby ji bylo možné nasadit. Dokončovací operace trvaly dalších přibližně 20 min.

Výroba korunky frézováním zabrala o 81 % kratší čas oproti výrobě 3D tiskem, nejen protože u tisknuté korunky bylo nutné provést manuální dokončovací úpravy, ale také samotná výroba je v případě tisku výrazně delší.

Z hlediska nákladů uvedených v tab. 5.1 se 3D tisk jeví jako výhodnější technologie, odhadované náklady na tisknutou korunku jsou o 76 % nižší než u frézované korunky. Odhadované náklady jsou ale pouze zjednodušené, protože srovnání nezapočítává náklady na opotřebení stroje ani mzdu zaměstnanců, jejíž zahrnutí by navýšilo náklady u tisknuté korunky z důvodu nutnosti dokončovacích operací. Za výhodu technologie 3D tisku by mohla být považována také pořizovací cena použité tiskárny, která je zhruba 10× nižší než pořizovací cena frézovacího centra. To je ovšem standardním vybavením moderních zubních laboratoří, protože je využíváno i při řadě jiných aplikací.

Při výrobě provizoria je nejdůležitější, aby výroba byla snadná a co nejrychlejší. Za celkově výhodnější technologii výroby provizorní korunky lze považovat frézování, protože dosahuje vysoké přesnosti při krátkém výrobním čase a není potřeba vyrobenou korunku dlouze upravovat.



Obr. 5.1 Vyfrézovaná korunka umístěná na modelu čelisti.

ZÁVĚR

Bakalářská práce se zabývá výrobou provizorní náhrady. V práci bylo dosaženo následujících cílů:

- byl zpracován přehled používaných typů zubních náhrad dle způsobu upevnění v ústní dutině,
- byla zpracována rešerše v současnosti používaných dentálních materiálů a jejich požadovaných vlastností,
- za využití intraorálního skenování byla získána digitální data pro navržení náhrady, která popisovala tvar zubu zbroušeného na korunku a jeho okolí,
- v CAD softwaru 3Shape TRIOS Design Studio bylo provedeno navržení náhrady – korunky, která přesně odpovídala tvaru ústní dutiny pacienta,
- korunka byla zhotovena dvěma technologiemi – pomocí 3D tisku na DLP tiskárně FlashForge Hunter a CNC frézováním v dentální frézovacím centru Coritec 350i Pro,
- byl vytisknut model čelisti, pomocí kterého byl zkontrolován tvar vyrobených korunek a byly provedeny potřebné úpravy,
- v diskuzi byly zhodnoceny jednotlivé kroky praktické části a porovnány použité technologie.

Při výrobě provizoria je nejdůležitější, aby výroba byla snadná a co nejrychlejší. Za výhodnější technologii výroby provizorní korunky lze považovat frézování, které dosahuje o 81 % kratšího celkového výrobního času v porovnání s 3D tiskem, ačkoliv u tisku jsou odhadované náklady o 76 % nižší než u frézování. Odhadované náklady jsou ale pouze ve zjednodušené podobě, protože nezahrnují náklady na opotřebení stroje ani mzdu zaměstnanců, jejíž zahrnutí by zvýšilo náklady na tisknutou korunku z důvodu nutnosti dokončovacích operací.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-581-9.
2. Animal Teeth, Wood, and Porcelain: How the First Dentures Were Made. *Gizmodo.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://gizmodo.com/animal-teeth-wood-and-porcelain-how-the-first-dentur-1831338161>
3. MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: pro studující nestomatologických oborů*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-247-5807-7.
4. Zubní náhrady přehled. *Nazuby.cz* [online]. © 2004-2019 [cit. 2019-01-05]. Dostupné z: <https://www.nazuby.cz/zubni-nahrady>.
5. DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0655-5.
6. What is the difference between inlay, onlay, overlay and pinlay. *Dentagama.com – Dental social network* [online]. © 2018 [cit. 2018-12-13]. Dostupné z: <https://dentagama.com/news/what-is-the-difference-between-inlay-onlay-overlay-and-pinlay>
7. Soukromý archiv – dentální klinika 3DK s.r.o. [cit. 2019-]
8. Branemarkův most. *Designdent.cz* [online]. © 2016 [cit. 2019-01-06]. Dostupné z: <https://www.designdent.cz/cs/zakrok/branemarkuv-most>
9. BITTNER, Jiří. *Protetická technologie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1989. ISBN 80-7013-013-X.
10. PTÁČEK, Luděk. *Nauka o materiálu I*. 2. opr. a rozš. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2003. ISBN 80-7204-283-1.
11. ONDRÁČEK, Emanuel, Jan VRBKA, Přemysl JANÍČEK a Jiří BURŠA. *Mechanika těles: pružnost a pevnost II*. 4. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2006. ISBN 80-214-3260-8.
12. Abraze jako lékařský termín. *Cs.medlicker.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://cs.medlicker.com/1598-abraze>
13. Abrasion. *Toothpic.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: <https://www.toothpic.com/toothpic-university/tooth-abrasion/>
14. WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 2. české vyd. Přeložila Magdalena KOŤOVÁ. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3519-1.
15. MOORE, Rachel J., Jeffrey WATTS, James HOOD a David BURRITT. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *European Journal of Orthodontics*. 1999, 21, s. 249-261, ISSN 0141-5387.
16. Definition of Thermal Conductivity. *Netzsch-thermal-analysis.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-09]. Dostupné z: <https://www.netzsch-thermal-analysis.com/tr/landing-pages/definition-thermal-conductivity/>
17. CHOCKATTU, Sherin Jose, Deepak Byathnal SURYAKANT, Sophia THAKUR. Unwanted effects due to interactions between dental materials and magnetic resonance imaging: a review of the literature. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2018, 43(4). ISSN 2234-7666.
18. Adheze. *Lepidla-online.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-5]. Dostupné z: <https://www.lepidla-online.cz/slovnicek-pojmu/adheze-6>

19. The Importance of pH Balance in the Mouth. *Carefreedental.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-07]. Dostupné z: <https://www.carefreedental.com/resources/17-nutrition/152-the-importance-of-ph-balance-in-the-mouth>
20. Corrosion – In Dentistry. *JuniorDentist.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-07]. Dostupné z: <https://www.juniordentist.com/corrosion-in-dentistry.html>
21. Biokompatibilita. *Lekarske.slovniky.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-8]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/biokompatibilita>
22. Kovy a jejich slitiny. *Ptc.zshk.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-09]. Dostupné z: <https://ptc.zshk.cz/vyuka/kovy-a-jejich-slitiny.aspx>
23. SLOKAR, Ljekra, Josip PRAJNIČ, Andreja CAREK. Metallic Materials for Use in Dentistry. *The Holistic Approach to Environment*. 2017, 7(1), s. 39-58. ISSN 1848-0071.
24. HELVEY, Gregg. Classification of Dental Ceramics. *Inside Dentistry*. 2013, s. 62-74. ISSN 1555-7979.
25. Dental Ceramics, Dental Porcelains Composition and Classification. *JuniorDentist.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-04-24]. Dostupné z: <https://www.juniordentist.com/dental-ceramics-dental-porcelains-composition-and-classification.html>
26. Keramické hmoty. *Ptc.zshk.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-10]. Dostupné z: <https://ptc.zshk.cz/vyuka/keramicke-hmoty.aspx>
27. CAD-CAM Block Overview for CEREC. *Ivoclarvivadent.com* [online] © 2019 [cit. 2019-03-6]. Dostupné z: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/telio-cad/telio-cad>
28. Plasty. *Ptc.zshk.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-10]. Dostupné z: <https://ptc.zshk.cz/vyuka/plasty.aspx>
29. TEUBEROVÁ, Zuzana, Tat'jana DOSTÁLOVÁ a Marie BARTOŇOVÁ. Dentální plasty v protetické somatologii. *Časopis České stomatologické komory LKS*. 2006, 16(3), s. 14-19. ISSN 1210-3381.
30. Lící technika. *Ptc.zshk.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <https://ptc.zshk.cz/vyuka/lici-technika-kovu.aspx>
31. DEPARTMENT OF PROSTHETIC DENTISTRY REU. Investing And Casting Full Metal Crown. In: Youtube [online]. 2. 11. 2015 [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=L_s5IDKBJmc&t=201s
32. SARNA-BOS, Katarzyna, Agata BATYRA, Justyna OLESZEK-LISTOPAD, Beata PIÓRKOWSKA-SKRABUCHA, Janusz BOROWICZ, Jolanta SZYMAŃSKA. A comparison of the traditional casting method and the galvanofforming technique in gold alloy prosthetic restorations. *Current Issues in Pharmacy and Medical Sciences*. 2015, 28(3), s. 196-199. ISSN 2300-6676.
33. Hmoty pro celokeramiku. *Ptc.zshk.cz* [online]. © 2019 [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: <https://ptc.zshk.cz/vyuka/hmoty-pro-celokeramiku.aspx>
34. WANG, Fu, Zhiguo CHAI, Zaixi DENG, Jing GAO, Hui WANG, Jihua CHEN. Effect of Heat-Pressing Temperature and Holding Time on the Microstructure and Flexural Strength of Lithium Disilicate Glass-Ceramics. *PLoS ONE*. 2015, 10(5), ISSN 1932-6203.
35. SUSIC, I., M. TRAVAR a M. SUSIC. The application of CAD/CAM technology in Dentistry. *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering*. 2017, 200. ISSN 1757-8981.
36. CEREC MC XL Premium Package. *Dentalchoice.cz* [online]. © 2011-2014 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.dentalchoice.cz/cz/cad-cam-technologie/ordinacni-cad-cam-frezovaci-jednotky/sirona-cerec-mc-xl-premium-package>

37. Cerec. *Zuby.cz* [online]. © 2010 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.zuby.cz/cad-cam-technologie-cerec-pro-celokeramicke.html>
38. SHENOY, Vidya K., M. BHARATH PRABHU. Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry – Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. 2015, 5(2), s. 60-64, ISSN 2229-5194.
39. DENTSPLY SIRONA. InLab MC X5. Dental Lab Freedom of Choice. In: Youtube [online]. 20. 10. 2014 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=X0dAUmEoDC4>
40. Zubní náhrady aneb strojírenství i v dentálním průmyslu. *MMspektrum.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.mmspektrum.com/clanek/zubni-nahrady-aneb-strojirenstvi-i-v-dentalnim-prumyslu.html>
41. VITA CAD-Temp®multiColor. *Vita-zahnfabrik.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-CAD-Temp-multiColor-25330,27568.html>
42. How 3D Printing Is Revolutionizing Dentistry. *Evansondds.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-04-24]. Dostupné z: <http://www.evansondds.com/how-3d-printing-is-revolutionizing-dentistry/>
43. WANG, Weina, Hai YU, Yifan LIU, Xinlei JIANG a Bo GAO. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019, 121(2), s. 285-291, ISSN 0022-3913.
44. AZARI, Abbas, Sakineh NIKZAD. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*. 2009, 15(3), s. 216-225, ISSN 1355-2546.
45. SEDLÁK, Josef. Aditivní technologie Rapid Prototyping [přednáška]. Brno: VUT FSI, 17. 4. 2018.
46. KOSNAR, Ondřej. Využití 3D tisku ve stomatologii: zkušenosti z praxe [přednáška]. CAD/CAM meeting 2018 Přerov: StomaTeam s.r.o. & DENTALPREMIUM. 8. 9. 2018.
47. The 9 Different Types of 3D Printers. *3DInsider.com* [online]. © 2018 [cit. 2019-03-20]. Dostupné z: <https://3dinsider.com/3d-printer-types/>
48. PolyJet. *Materialise.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-03-19]. Dostupné z: <https://www.materialise.com/cs/manufacturing/technologie-materialy-a-dokoncovaci-upravy/polyjet>
49. What's the Difference Between SLS and SLM. *Rapidmade.com* [online]. © 2018 [cit. 2019-03-20]. Dostupné z: <http://www.rapidmade.com/rapidmade-blog/2014/6/30/ycjnxytvt8n85gqutk5wj67cmx4t7>
50. Five reasons to own an intraoral scanner. *3shape.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-02-14]. Dostupné z: <https://www.3shape.com/en/knowledge-center/newsand-press/news/2018/five-reasons-to-own-an-intraoral-scanner>
51. 3SHAPE. 3Shape TRIOS Scan Strategy - Full Arch. In: Youtube [online]. 9. 11. 2017 [cit. 2019-02-26]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=M_KbWcCianY&t=175s
52. Flashforge – Hunter. *Flashforge-eu.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-05-09]. Dostupné z: <https://www.flashforge-eu.com/flashforge-3d-printers/flashforge-hunter>
53. Bre.Lux Power Unit. *Bredent.com* [online]. © 2019 [cit. 2019-05-09]. Dostupné z: <http://www.bredent.com/en/bredent/product-information-v2/1313/>
54. INTERDENT. *CC DISK PMMA [Návod k použití]*. [cit. 2019-05-08].

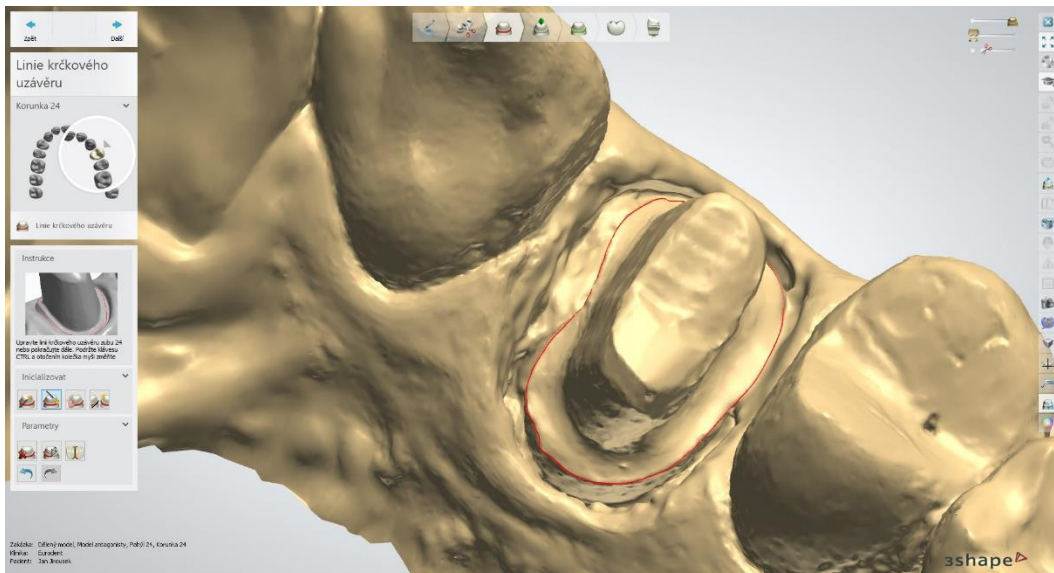
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Symbol	Jednotka	Popis
3DP	[-]	Injekt Based Systém
A	[%]	Tažnost materiálu
CAD	[-]	Computer Aided Design
CAM	[-]	Computer Aided Manufacturing
CEREC	[-]	Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics
CNC	[-]	Computer Numerical Control
d	[mm]	Délka úhlopříček vtisku při zkoušce dle Vickerse
DLP	[-]	Digital Light Processing
E	[MPa]	Modul pružnosti v tahu
F	[N]	Zátěžná síla při zkoušce dle Vickerse
FDM	[-]	Fused Deposition Modeling
HV	[N/mm ²]	Tvrdość dle Vickerse
L ₀	[mm]	Počáteční délka
L _u	[mm]	Délka po protažení
pH	[-]	Vodíkový exponent
PJ	[-]	PolyJet
PMMA	[-]	Polymethylmetakrylát
R _e	[MPa]	Mez kluzu
R _m	[MPa]	Mez pevnosti
R _p	[MPa]	Smluvní mez kluzu
SLA	[-]	Stereolithography
SLM	[-]	Selective Laser Melting
SLS	[-]	Selective Laser Sintering
.stl	[-]	Označení formátu dat
.svgx	[-]	Označení formátu dat
ε	[-]	Poměrné prodloužení
θ	[°]	Kontaktní úhel
λ	[W.m ⁻¹ .K ⁻¹]	Součinitel tepelné vodivosti
σ	[MPa]	Napětí
σ _c	[MPa]	Mez únavy

SEZNAM PŘÍLOH

- Příloha 1: Doplňující obrázky k navrhování náhrady
Příloha 2: Ukázka NC programu pro frézování korunky

Příloha 1: Doplňující obrázky k navrhování náhrady



Obr. Výběr linie krčkového uzávěru



Obr.: Nástroje pro úpravu vygenerované korunky



Obr.: Virtuální artikulátor

Příloha 2: Ukázka NC programu pro frézování korunky

```
%1000
G17
G90
G0 Z47
G0 B0
G0 X-15
G0 Y70
G0 A0
F2500
T11 M6
S17000 M3
;Tool 1: T11
;Tool 2: T12
;Tool 3: T15
;Blank: pmma15_A3_2
;Expected milling time: 11.6 minutes
;Object: 77833_20190424_0932_Jirousek_PMMA_AC
;Rough part: A3_2-2017020129
;Scaling Factor: 1
;rough 180 2.5mm R
;DIAM. 2.5 R. 1.25 20 L. 20 Ring6mm - 6mmT11T13T40T50 -- POCKETING -- OVERS. 0.15 --
INCR. 0.5
;04.24.2019 10.40
;2.5mm radius (l=20mm)
;REV190311-8-0
;TIME 1.3 min
G0 Z48.0
G0 Y70.0
G0 A180.0 B0.0
G1 X-2.54463 Y36.14606 F4000.
G1 Z48.0
M10
M18
G1 Z48.0
G1 Z48.0
G1 Z48.0
G1 Z48.0
G1 X-2.54463 Y36.14606 Z48.0
G1 X-2.54463 Y36.14606 Z8.501 F4000.
G1 Z7.59684 F2500.
G1 X-2.54358 Y36.14882 Z7.5698
G1 X-2.54045 Y36.15698 Z7.54404
G1 X-2.5354 Y36.17015 Z7.52078
G1 X-2.52868 Y36.18771 Z7.50113
G1 X-2.52059 Y36.20882 Z7.486
G1 X-2.51152 Y36.23249 Z7.47612
G1 X-2.15503 Y37.16293 Z7.20839
G1 X-2.14828 Y37.18967 Z7.20071
G1 Y37.21718 Z7.19282
G1 X-2.15432 Y37.24404 Z7.18513
G1 X-2.36463 Y37.82352 Z7.01952
G1 X-2.37564 Y37.8461 Z7.01325
G1 X-2.39124 Y37.86612 Z7.00807
```