

**Univerzita Karlova
Lékařská fakulta v Plzni**

Disertační práce

Plzeň 2023

Mária FROLO

**Univerzita Karlova
Lékařská fakulta v Plzni**

Studijní program: Stomatologie

Hybridní náhrady v horní čelisti nesené implantáty

Hybrid implant-supported overdentures in maxilla

Disertační práce

Školitel: doc. MUDr. Antonín Zicha, CSc.
Konzultant: MUDr. Vladimír Zábrodský

Plzeň, 2023

MDDr. Mária Frolo, MBA

Název	<i>Hybridní náhrady v horní čelisti nesené implantáty (Hybrid implant-supported overdentures in maxilla)</i>
Autor	<i>MDDr. Mária Frolo, MBA</i>
Pracoviště	<i>1. Stomatologická klinika Lékařská fakulta Plzeň Univerzita Karlova</i> <i>2. Pražské centrum dentální implantologie, s.r.o.</i>
Adresa pracoviště	<i>1. Alej Svobody 80, Plzeň 304 60</i> <i>2. Na Okraji 331/45b, Praha 6, 162 00</i>
Adresa fakulty	<i>Husova 3, Plzeň 305 06</i>
Školitel	<i>doc. MUDr. Antonín Zicha, CSc.</i>
Studijní program	<i>Stomatologie</i>
Obor	<i>Stomatologie</i>
Rok vydání	<i>2023</i>
Místo vydání	<i>Plzeň</i>
Počet číslovaných stran	<i>91</i>
Počet obrázků	<i>72</i>
Počet tabulek	<i>15</i>
Počet grafů	<i>7</i>
Počet příloh	<i>0</i>
Počet citovaných pramenů	<i>139</i>

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Plzni, dne 5. prosince 2023

Mária Frolo

Poděkování

Na tomto místě je mou milou povinností poděkovat všem, kteří umožnili, aby tato práce vznikla. V první řadě bych ráda poděkovala panu doc. MUDr. et MUDr. Lukášovi Hauerovi, PhD., přednostovi Stomatologické kliniky LF UK a FN v Plzni, za všestrannou podporu a mému prvnímu školiteli panu asistentovi MUDr. Eduardovi Cimburovi, CSc. za každou cennou radu v průběhu celého mého studia. Panu doc. MUDr. Antonínovi Zichovi, CSc. za to, že mi na začátku mého doktorandského studia dal příležitost, viděl ve mně potenciál a dal mi šanci jít dopředu a zároveň mi pomohl studium jako druhý školitel dotáhnout do konce. Mému konzultantovi MUDr. Vladimírovi Zábrodskému děkuji zejména za to, že již jedenáctým rokem mohu pod jeho odborným vedením pracovat. Bez jeho cenných rad by se tato práce nemohla rozvíjet. Dále bych ráda poděkovala MUDr. Jiřímu Hrkalovi a doc. RNDr. Ladislavovi Pecenovi, CSc. za odbornou spolupráci při mém klinickém výzkumu.

Nesmírné díky patří i panu laborantovi Janu Dlouhému (Dentila s.r.o.), který disponuje spoustou praktických i teoretických znalostí a zkušeností a byl ochoten se o ně se mnou podělit.

Děkuji kolegům z Českého vysokého učení technického v Praze Ing. Alešovi Jírovi, PhD. a Ing. Lubošovi Řehounkovi za skvělou spolupráci na experimentální části mé práce.

V neposlední řadě děkuji své rodině, zejména sestře Kristínce za grafickou výpomoc, manželovi, za to, že mi byl oporou, a synovi Elliotovi za to, že dobře spal a dovolil tak, abych tuto práci dopsala.

Souhrn

Ztráta zubů v horní čelisti představuje pro pacienty jednoznačný hendikep. Přítomností, jak bezzubé pacienty rehabilitovat, je hned několik. Zvolení správného postupu může být i pro zkušeného zubního lékaře výzvou.

Rehabilitace bezzubé horní čelisti pomocí hybridních náhrad podepřených implantáty může pacientům se středně těžkou až těžkou resorpcí alveolárního hřebene nabídnout hned několik výhod oproti konvenční snímatelné náhradě. Tato léčebná alternativa nabízí podstatně lepší mechanické vlastnosti, a to zejména stabilitu náhrady s mírou retence blížíící se fixní alternativě. S tím souvisí i větší jistota při mluvě a při zpracování potravy. Díky redukci patra snímání náhrady, na rozdíl od konvenční snímání náhrady, nabízí lepší vnímání chuťových vjemů.

Proti fixní alternativě hybridní náhrada nesená implantáty klade nižší nároky jak na pozici, tak na počet zubních implantátů, což umožňuje vyhnout se komplikované chirurgické rekonstrukci tvrdých i měkkých tkání. To vede k nemalým finančním i časovým úsporám. Snímací alternativu je přitom výhodné využít zejména u pacientů s bruxismem, jelikož umožňuje snadné vyjímání náhrady na noc, čímž redukuje riziko přetížení fixtur.

Tato disertační práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části byly na podkladě soudobé literatury shrnuty dosavadní poznatky o problematice bezzubé horní čelisti, o možnostech její rehabilitace od konvenční celkové snímatelné náhrady, přes fixní můstek nesený implantáty a jeho kombinaci s částečnou snímatelnou náhradou, až po hybridní snímatelnou náhradu nesenou implantáty. Teoretická část dále pokračuje detailním popisem hybridních náhrad nesených implantáty jak s využitím axiálních zásuvných spojů, tak i třmenů a dokumentací soudobého způsobu zhotovení hybridní třmenové náhrady podepřené implantáty s využitím moderních technologií. Její závěr je pak věnován problematice biomechaniky.

Praktická část disertační práce, která tematicky navazuje na teoretickou část, je rozdělena na experimentální a klinickou část. Úlohou experimentální části bylo na základě analýzy konečných prvků (QCT/FEA) potvrdit hypotézu, která očekávala lepší biomechanické vlastnosti hybridní třmenové náhrady nesené čtyřmi implantáty v horní čelisti oproti náhradě s využitím axiálních zásuvných spojů typu LOCATOR. Výsledky experimentální části hypotézu potvrdily.

Klinickou část tvoří retrospektivní studie, která probíhala ve dvou soukromých zubních ordinacích v letech 2018-2020. Analyzovala úspěšnost léčebné alternativy bezzubé horní čelisti u třiceti pacientů, kteří byli rehabilitováni pomocí hybridní třmenové náhrady nesené čtyřmi zubními implantáty v průběhu 21 let. Výsledky klinické studie poukázaly na spolehlivost rehabilitace bezzubé horní čelisti s využitím třmenové náhrady s mírou přežití implantátů v průběhu 21 let 92,5 %. Haderův třmen v kombinaci s plastovými jezci a celopryskyřiční náhradou se jevil jako statisticky úspěšnější alternativa. Dle výsledků studie se ukazuje, že na přežití implantátů měl kromě typu třmenu a náhrady vliv také stav chrupu, případně protetické rehabilitace v dolní čelisti, přičemž ozubená dolní čelist, případně hybridní náhrada podepřená vlastními zuby, měla horší skóre. Průměr implantátů, pohlaví nebo věk pacienta na přežití implantátů vliv neměly. Naproti tomu délka implantátů na přežití implantátů statisticky významný vliv již měla, s horším skóre pro implantáty kratších délek. Dle výsledků dichotomického dotazníku byli přitom všichni její uživatelé téměř s každým aspektem hybridní třmenové náhrady uniformně spokojeni.

Klíčová slova: hybridní třmenová náhrada, zubní implantáty, axiální zásuvné spoje,

biomechanika zubních implantátů

Summary

The loss of teeth in the upper jaw is a clear handicap for patients. There are several options for rehabilitating edentulous patients, and choosing the right course of action can be a challenge even for an experienced dentist.

Rehabilitation with implant-supported hybrid restoration can offer patients with moderate to severe alveolar ridge resorption significantly better mechanical properties, such as stability of the restoration with a retention rate approaching that of the fixed alternative and, related to this, greater confidence in speech and food processing and, due to the reduction of the palate of the removable restoration compared to the conventional removable restoration, improved taste perception.

In contrast to the fixed alternative, the hybrid implant-supported denture places less demand on both the position and number of dental implants, which avoids complicated hard and soft tissue surgical reconstruction. This leads to considerable financial and time savings.

At the same time, the removable alternative can be used with particular advantage in patients with bruxism, as it allows for easy removal of the restoration at night and thus reduces the risk of overloading the implants.

This dissertation is divided into theoretical and practical parts. In the theoretical part, the current knowledge on the problem of the edentulous maxilla, the possibilities of its rehabilitation from the conventional total removable restoration, through the fixed implant-supported bridge, and its combination with a partial removable restoration to the hybrid implant-supported removable restoration were summarized on the basis of the contemporary literature. The theoretical part continues with a detailed description of hybrid implant-supported restorations using both axial attachments and bars, and detailed documentation of the contemporary method of fabrication of hybrid implant-supported bar retained restoration using modern technology. It then concludes with a discussion of biomechanics.

The practical part of the dissertation is divided into experimental and clinical parts. The task of the experimental part was to confirm the hypothesis, based on finite element analysis (QCT/FEA), which expected better biomechanical properties of a hybrid bar-retained restoration supported by four implants in the maxilla compared to a restoration using axial LOCATOR-type attachments. The results of the experimental part confirmed the hypothesis.

The clinical part consists of a retrospective study conducted in two private dental clinics in 2018-2020, where thirty patients with bar-retained overdentures supported by four dental implants were analyzed. The results of the clinical study indicated the reliability of rehabilitation of the edentulous maxilla using bars with an implant survival rate of 92.5% over 21 years, and the Hader bar combined with plastic riders and a full resin denture appeared to be a statistically more successful alternative. In addition to the type of bar and denture, implant survival is also influenced by the condition of the dentition or prosthetic rehabilitation in the mandible, with the edentate mandible and hybrid restoration supported by the patient's own teeth having a worse score. Implant diameter, gender, or patient's age did not affect implant survival. In contrast, implant length had a statistically significant effect on implant survival with worse scores for shorter implant lengths. At the same time, according to the results of the dichotomous questionnaire, all of its users were uniformly satisfied with almost every aspect of the hybrid implant-supported bar-retained

overdentures in the maxilla.

biomechanical properties than a hybrid restoration using axial attachments.

Keywords: hybrid implant-supported bar-retained denture, dental implants, axial attachments, dental implant biomechanics

Obsah

Prohlášení	4
Poděkování	5
Souhrn.....	6
Summary.....	8
2 Úvod	12
3 Cíl práce.....	14
4 Použité zkratky	15
5 Teoretická část.....	16
5.1 Problematika bezzubé horní čelisti.....	16
5.2 Možnosti rehabilitace bezzubé horní čelisti	22
5.2.1 Celková snímatelná náhrada	23
5.2.2 Fixní můstek nesený implantáty	24
5.2.3 Kombinace fixního můstku neseného implantáty ve frontálním úseku a částečné snímatelné náhrady v distálních úsecích	25
5.2.4 Hybridní snímací náhrady nesené implantáty spojenými třmenem/s axiálními zásuvnými spoji / teleskopické	25
5.3 Hybridní náhrada nesená implantáty	26
5.3.1 Axiální zásuvné spoje.....	27
5.3.2 Třmeny pro hybridní náhrady.....	31
5.4 Praktické zhotovení hybridní třmenové náhrady podepřené čtyřmi implantáty v horní čelisti.....	40
5.4.1 Předběžné otisky.....	40
5.4.2 Zhotovení studijního modelu a pracovního modelu protiskusu	40
5.4.3 Úprava studijního modelu	41
5.4.4 Zhotovení individuální otiskovací lžice	41
5.4.5 Definitivní otisky.....	42
5.4.6 Zhotovení pracovního modelu.....	43
.....	44
5.4.7 Zhotovení voskových valů	44
.....	45
5.4.8 Rekonstrukce čelistních vztahů (centrální okluze a výška skusu).....	45
5.4.9 Zhotovení zkušebního tištěného modelu náhrady	46
5.4.10 Zkouška tištěného modelu náhrady	48
.....	49
5.4.11 Zhotovení třmenu	49

5.4.12 Zkouška třmenu a zkouška voskového modelu náhrady	50
5.4.13 Zhotovení kovové výztuže náhrady a pryskyřičného těla náhrady	52
5.4.14 Odevzdání náhrady	53
.....	54
5.4 Biomechanika hybridních náhrad	55
5.4.1 Biokompatibilita	55
5.4.2 Oseointegrace	55
5.4.3 Faktory důležité pro úspěšnou oseointegraci.....	56
5.4.4 Biomechanika implantátů	58
6 Experimentální část	64
6.1 Porovnání biomechanických vlastností modelů hybridní náhrady s redukovaným patrem podepřené implantáty spojenými třmenem vs. opatřené axiálními zásuvnými spoji	64
6.1.1 Cíle	64
6.1.2 Metodika.....	64
6.1.3 Materiály.....	65
6.1.4 Výsledky.....	68
6.1.5 Diskuse	71
6.1.6 Závěr.....	72
7 Klinická část	73
7.2 Statistická analýza souboru pacientů rehabilitovaných pomocí třmenové náhrady v horní čelisti podepřené čtyřmi implantáty	73
7.2.1 Cíle	73
7.2.2 Materiály.....	73
7.2.2 Metodika.....	74
7.2.3 Výsledky.....	75
7.2.4 Diskuse	85
7.2.5 Závěr.....	87
8 Závěr.....	88
9 Literatura	89

2 Úvod

Ztráta veškerých zubů, ať už jakékoli etiologie, je pro pacienta stavem, který představuje funkční omezení, psychologické a sociální znevýhodnění a přímo vede ke zhoršení kvality života. I když většinu bezzubých lidí tvoří pacienti v pokročilejším věku, jejich řady jsou nemalé a se současným trendem stárnutí populace se budou ještě rozšiřovat.

Rehabilitace horní čelisti s sebou přitom přináší i úskalí, kterým v dolní čelisti nemusí zubní lékař čelit. Zvolit správnou cestu k obnovení estetiky i funkce může proto být i pro zkušeného stomatologa výzvou. Kompaktní kost horní čelisti je slabá a málo mechanicky odolná. Spongiózní vrstva kosti je v maxile redukována, a to zejména v distálních úsecích, na úkor pneumatizované čelistní dutiny. Jenom ve frontálním úseku je kost maxily tvořena podle klasifikace kosti dle Lekholma a Zarba typem č. 2, který je pro lehkou preparaci a bezproblémové hojení po zavedení zubních implantátů ideální. S typem č. 3 a 4, který se topograficky objevuje u maxily distálněji, se odolnost kosti snižuje, čímž se snižuje i nosnost implantátů [1]. Po ztrátě zubů a s ohledem na rostoucí věk se i množství kostní hmoty snižuje a novotvořená kostní tkáň nedosahuje stejné kvality, jako u mladého člověka, což také zhoršuje podmínky pro implantaci [2].

Terapie u starší populace, které se zejména protetická rehabilitace bezzubé čelisti s využitím implantátů přímo dotýká, je kompromisní kvalitou kosti komplikována. Znamná redukce kvality a kvantity kosti, které jsou považovány za klíčové pro integraci zubního implantátu do kosti, stojí za jejími horšími biomechanickými vlastnostmi, a tudíž i za prokazatelně zhoršenou primární stabilitou implantátů. Ve starší populaci k tomu všemu stoupá i incidence osteoporózy. Ta ovlivňuje i metabolismus kosti, a to nevyrovnanou aktivitou osteoblastů a osteoklastů. Souhra jejich aktivit je klíčová ve tvorbě a remodelaci kosti.

Proto musí samotnému stanovení léčebného plánu předcházet důkladné klinické vyšetření, včetně využití dostupných zobrazovacích metod ke stanovení typu kosti a její nabídky, a zhotovení diagnostického set-upu i důsledná osobní a farmakologická anamnéza.

I když je trendem posledních let zejména rehabilitace fixními náhradami, hlavně v situacích s nutnou estetickou korekcí pokročilé atrofie alveolárního hřebene s nedostatečnou kvalitou a kvantitou kosti, je lepší volbou právě náhrada hybridní.

Tato možnost rehabilitace zajišťuje lepší stabilitu náhrady a stálou reprodukci stanoveného centrálního vztahu čelistí s vyšší maximální okluzní silou, než jakou mají nositelé konvenční zubní náhrady [3]. Navíc hybridní náhrada nabízí také několik výhod i oproti fixnímu můstku nesenému implantáty. Jedná se o mnohem levnější alternativu (zejména u anteriorního konceptu [4]), přičemž retence a stabilita jsou podobné jako u fixních protetických náhrad nesených implantáty. Ideální poloha implantátů pro dosažení správné estetiky není tak zásadní jako v případě fixní alternativy. Nižší nároky na estetiku usnadňují chirurgickou část zákroku a úspěšně se vyhýbají rozsáhlým chirurgickým rekonstrukcím měkkých a tvrdých tkání. U fixní náhrady mohou rozsáhlé extenze zubní náhrady, nezbytné pro optimální oporu rtů, vytvářet oblasti, kde je dobrá hygiena téměř nemožná. Zatímco u snímatelné náhrady podepřené implantáty lze bázi náhrady rozšířit podle potřeby bez negativního dopadu na hygienu. V případě mírné až pokročilé resorpce bezzubého alveolu lze rozsah báze náhrady podle potřeby rozšířit a zakrýt tak přechodovou oblast mezi akrylovou pryskyřicí a slizničním povrchem pacienta, která by jinak byla například při úsměvu viditelná. Navíc na rozdíl od fixní náhrady je náhrada snímatelná, nabízí tak zjednodušenou ústní hygienu a možnost nočního snímání. Jde o účinný způsob

předcházení problémům způsobeným bruxismem [5-9].

Pokud je v oblasti preamaxily přítomen dostatek kosti a v náhradě je k dispozici dostatečný prostor pro překrytí retenčního systému, je umístění implantátů ve frontální oblasti výhodné. Díky anteriornímu konceptu je totiž možné předejít rozsáhlým zákrokům ve smyslu sinus liftu (chirurgickému zvýšení dna čelistní dutiny), což vede k menší morbiditě, kratší době léčby a nižším nákladům na léčbu [10]. Pokud je při spojení implantátů přítomna sagitální diskrepance maxilomandibulárního vztahu, může třmen (včetně protézy) zasahovat do patrového prostoru a vést k fonetickým problémům podobným těm, které byly popsány u fixních náhrad. V takových anatomických situacích by měl být upřednostňován bilaterální posteriorní koncept před anteriorním, tj. umístění implantátů v distálních úsecích, a to i v případě, že jsou nutné před zavedením implantátů augmentační postupy [4].

K retenci hybridní náhrady podepřené implantáty je možné využít axiální zásuvné spoje (např. různé typy kulových zásuvných spojů, lokátory a teleskopy) anebo retenční třmeny v různých provedeních [3,11,12].

Při plánování terapie a výběru attachmentu pro hybridní náhradu podepřenou implantáty je třeba vzít v úvahu důležité faktory, jako je nákladová efektivita, požadovaná míra retence, tlak působící na měkké tkáně, množství přítomné kosti, předpokládaná úroveň ústní hygieny, sociální status pacienta a jeho očekávání, čelistní vztah, stav protilehlých zubů a vzdálenost mezi implantáty [5].

Třmenové hybridní náhrady vykazují dobré dlouhodobé výsledky [6]. Náhrada podepřená třmeny je schopna odolat laterálním pohybům a rotaci během funkce. Třmeny umožňují rovnoměrné rozložení síly mezi implantáty a korigují potenciální diskrepance os implantátů [3,7]. Použití třmenů však může zvyšovat pravděpodobnost vzniku mukozitidy a hyperplazie sliznice v důsledku špatné ústní hygieny. Pro splnění prostorových požadavků kladených na třmenové zubní náhrady je zapotřebí dostatečná vzdálenost mezi vrcholem reziduálního alveolárního výběžku a incizální hranou dolních řezáků [8].

Zatímco konstrukce s využitím axiálních zásuvných spojů může nabízet výhody z hlediska jednoduchosti ošetření, délky jeho trvání, hygieny a v některých případech i nákladů [9], důkazů, které se týkají vlivu dlahování implantátů versus samostatně stojících implantátů na rozložení zátěže působící na fixtury během žvýkacího cyklu, je stále poměrně málo a jsou poněkud rozporuplné [10]. Dosud nebylo dosaženo úzu, zda je lepší třmenová náhrada, nebo náhrada podepřená axiálními zásuvnými spoji [4].

3 Cíl práce

Cílem této disertační práce s názvem *Hybridní náhrady nesené implantáty v horní čelisti* je shrnutí současných poznatků o hybridních náhradách nesených implantáty. Od problematiky bezzubé horní čelisti, přes různé možnosti její rehabilitace, volbu a možnosti retenčních systémů hybridních náhrad, až po popis zhotovení hybridní třmenové náhrady nesené čtyřmi implantáty a základů biomechaniky náhrad nesených implantáty.

V experimentální části je cílem disertační práce porovnat rozložení napětí v čelistní kosti a zubních implantátech podepírajících hybridní náhradu s redukováným patrem jak v situaci s použitím třmenu, tak i při použití axiálních zásuvných spojů charakteru LOCATOR-ů pomocí 3D FEA (three-dimensional finite element analysis - třídimensionální analýzy konečných prvků).

Klinickou část disertační práce tvoří retrospektivní studie, která proběhla v letech 2018-2020 ve dvou soukromých zubních ordinacích a analyzovala soubor 30 pacientů rehabilitovaných pomocí hybridní třmenové náhrady v horní čelisti nesené čtyřmi implantáty. Jejím cílem je prokázat hybridní třmenové náhrady podepřené čtyřmi implantáty jako alternativu rehabilitace bezzubé horní čelisti s vysokou mírou přežití implantátů a spokojenosti ze strany rehabilitovaných pacientů.

4 Použité zkratky

BOP Bleeding on probing - Krvácení po sondáži

CAD/CAM Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing - Počítačově asistovaný design/Počítačově asistovaná výroba

CBCT cone beam computed tomography

CRP C reaktivní protein

CSN celková snímatelná náhrada

ČR Česká republika

ČSN částečná snímatelná náhrada

FEA Finite Element Analysis - analýza konečných prvků

FEM Finite Element Method - metoda založená na analýze konečných prvků

ICIDH Clasification of impairments, deseases and handicaps - Mezinárodní klasifikace poruch, postižení a handicapů Internation

N Newton

QCT Quantitative Compudet Tomography - kvantitativní počítačová tomografie

WHO World Health Organisation - Světová zdravotnická organizace

3D RTG třídimensionální rentgen

5 Teoretická část

5.1 Problematika bezzubé horní čelisti

Bezzubost je dle definice protetických pojmů stav, kdy v dutině ústní chybí veškeré přirozené zuby [13]. Jedná se o ochromující a ireversibilní stav, který je zpravidla důsledkem posledního stádia orálního onemocnění. V roce 1980 přijala Světová zdravotnická organizace (WHO) dokument *Mezinárodní klasifikace poruch, postižení a handicapů* (ICIDH) [14]. Tento dokument definoval tři základní pojmy:

- o *poruše (impairment)* mluvíme v souvislosti s funkční nebo orgánovou ztrátou či abnormalitou lidského těla,
- ztížení anebo úplné znemožnění vykonávat určité činnosti nebo zvyklosti, které lze považovat za běžné, normální definuje *postižení (disability)*,
- *handicap* je pak sociální omezení, které osoba prožívá jako následek svého postižení, a je tedy aspektem vztahu mezi osobou se zdravotním postižením a jejím okolím.

Dle definice WHO tudíž bezzubost splňuje všechny podmínky zdravotního postižení. Nejenže je vlastní ztráta zubů, která je ve své podstatě definována jako porucha (*impairment*), formou postižení, jelikož limituje schopnost pacienta vykonávat základní funkce jako žvýkání a mluvení, ale je i formou handicapu, protože v důsledku ztráty chrupu se někteří pacienti kupříkladu vyhýbají konzumaci jídla v přítomnosti ostatních.

Epidemiologie

Ačkoli v posledním desetiletí došlo k určitému poklesu četnosti výskytu kompletní bezzubosti, bezzubost je i nadále takřka celosvětovým palčivým problémem, a to zejména u starší populace. I když existují variace v prevalenci bezzubosti uvnitř jednotlivých krajín i mezi státy, přímé porovnání je dosti obtížné, a to především kvůli vlivu různých faktorů. Jedná se například o stupeň dosaženého vzdělání a s tím související socioekonomické postavení, životní styl nebo znalost a postoj ke starostlivosti o orální zdraví. Výskyt bezzubosti ovlivňují nejčastěji fluoridace vody, kouření a industrializace jednotlivých krajín. Dalšími faktory jsou věk a dostupnost zdravotní péče, poměr zubařů k počtu obyvatel i krytí jednotlivých výkonů zubního lékařství zdravotní pojišťovnou. Většinu bezzubých lidí tvoří starší lidé, přičemž při trendu stárnutí populace můžeme předpokládat nárůst jejich řad. Bezzubost přitom přímo vede ke zhoršení kvality života, funkční limitaci, fyzickému, psychologickému a sociálnímu znevýhodnění a představuje pro postiženého jednoznačný handicap.

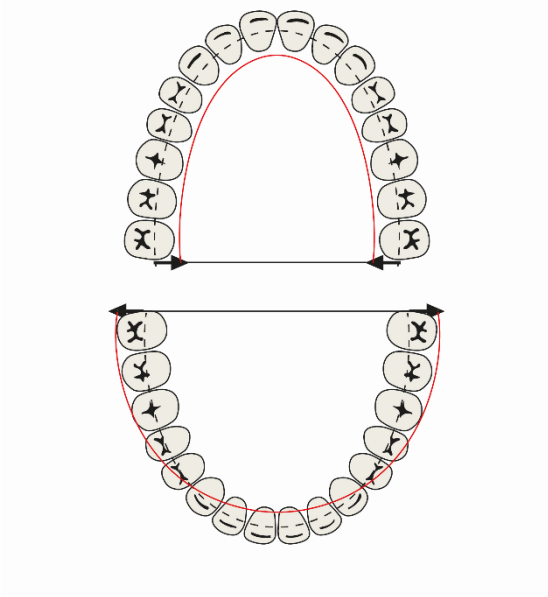
Morfologické změny

Část mukózy, která je schopná přijímat zátěž z celkové snímací náhrady, je značně omezená v porovnání s odpovídající plochou, jež je k dispozici v přirozeném chrupu. Průměrná plocha protézního lože byla vypočtena na 22,96 cm² v bezzubé horní a 12,25 cm² v bezzubé dolní čelisti. Mukóza přitom jeví pouze omezenou schopnost přizpůsobit se snímací náhradě. I takhle minimální tolerance protézního lože může být navíc redukována přítomností systémového onemocnění, jakým je na příklad anémie, hypertenze nebo diabetes mellitus a různé výživové deficity. Je faktem, že jakákoli disbalance v metabolických procesech může snížit schopnost mukózy se náhradě přizpůsobit, nebo může být vlastní příčinou zánětlivých změn na sliznicích [15].

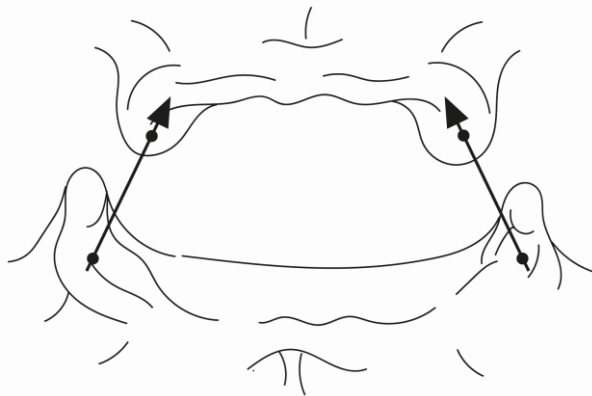
Zbytkový alveolární hřeben

Zbytkový alveolární hřeben se skládá z mukózy, na kterou přímo naléhá náhrada. Dále ze submukózy, perioste a zbytkového alveolárního výběžku. Po ztrátě zubů podléhá zbytková kost řadě změn, které jsou jednak dány vlastní ztrátou chrupu, jednak i nošením snímací náhrady. U ozubeného pacienta získává alveolární kost řadu podnětů přes závěsný aparát zubů, přičemž zátěž, kterou na bezzubý reziduální alveolární výběžek vyvíjí snímací náhrada přijímá na ploše podstatně menší, než je celková plocha periodoncia všech ztracených zubů. Jedním z průvodních jevů, společných všem nositelům celkových snímacích náhrad jsou morfologické změny v oblasti čelistí vznikající v důsledku progresivní ztráty alveolární kosti. Resorpce alveolární kosti a následná atrofie alveolárního výběžku po extrakcích zubů je výrazná v prvních měsících a dále progresivně pokračuje, čímž dochází ke zmenšení plochy vlastního protézního lože celkové snímací náhrady. Rozsah této ztráty je ale široce variabilní a je úlohou zubního lékaře této ztrátě předcházet a snažit se zachovávat co největší množství alveolárního hřebene.

Směr resorpce je v horní čelisti koncentrický, v superio-posteriorním směru, posunuje alveolární výběžek orálně, a v dolní čelisti je excentrický, v inferio-anteriorním směru, v závislosti na lokaci s převahou vertikální nebo horizontální složky a posunuje vrchol alveolárního výběžku vestibulárním směrem, čímž se ještě zvýrazňují základní skeletální rozdíly horní a dolní čelisti [16] (*Obr. 1*). Touto „fyziologickou resorpcí“ se mění také průběh interalveolární osy (*Obr. 2*).



Obrázek 1 Resorpce kosti po celkové ztrátě zubů horní čelist vs. dolní čelist. Zdroj - autorka



Obrázek 2 Skolon průběhu interalveolární osy. Zdroj - autorka

Mimo tuto fyziologickou resorpci se uplatňuje i další resorpce, a to resorpce tlakem náhrady na bezzubý alveol. Kompromitovaná podpora náhrady představuje komplikaci, jelikož s sebou přináší nežádoucí pohyb náhrady směrem k protézniému loži během funkce. Proto by zhotovení náhrady mělo být koncipováno tak, aby byl pohyb náhrady při funkci eliminován. Pokud je náhrada stabilní i při jednostranném zatěžování, resorpce tlakem náhrady na bezzubý alveol zůstává poměrně dlouho stabilní.

Morfologie obličeje

Úbytek kosti ovlivňuje i výšku a vzhled obličeje. Zkrácením rozměru nos - brada dochází ke zmenšení dolní třetiny obličeje. Ztráta chrupu ovlivňuje rovněž profil měkkých tkání. Tváře a rty zapadají, protože nejsou podepřeny zuby. Prohlubuje se nazolabiální rýha a další vrásky, narůstá úhel, který svírá linie báze nosu s linií horního rtu, a obličej nabývá prognátní charakter, důsledkem čehož se mění celá morfologie obličeje.

Degenerativní změny v anatomii jednotlivých pacientů se mohou lišit a jejich etiologie stále není zcela objasněna. Přispívají (vedle lokálních faktorů) mohou i věk, pohlaví, délka trvání bezzubosti, parafunkce, celkové zdraví a přidružená onemocnění jdoucí zpravidla ruku v ruce s vysokým věkem pacienta. Můžeme říci, že ztráta chrupu poškozuje pacienta esteticky a biologický věk často nemusí korespondovat s věkem skutečným.

Funkční změny

Funkční změny se týkají zejména mastikace. Mastikace se skládá z rytmických a pravidelných separací a apozicí čelistí. Její součástí je biofyzikální a biomechanický proces, a to včetně zapojení rtů, zubů, tváří, jazyka, patra a veškerých orálních struktur, aby bylo sousto připraveno k polknutí. V průběhu žvýkacích pohybů hrají jazyk a svaly tváří klíčovou roli při udržení bolusu mezi okluzními plochami zubů. Zuby proto musejí být umístěny mezi hranicemi funkčního zatížení muskulatury, která je odpovědná za udržení jídla na okluzi. Je prokázáno, že pro zachování efektivity žvýkání je potřeba alespoň 20 zubů, které tvoří 9 až 10 antagonálních jednotek [17-21]. Při poklesu tohoto počtu zubů dochází k porušení efektivity, případně až k samotné ztrátě schopnosti vykonávat žvýkací funkci jako takovou.

Výkonnost celkové náhrady je ve srovnání se situací u ozubeného pacienta podstatně nižší. Nositelé celkové snímací náhrady vyžadují sedminásobek žvýkacích cyklů oproti ozubeným probandům ke zpracování potravy na polovinu její originální velikosti. Velikost musculus masseter se u nositelů celkových snímacích náhrad přitom zmenšuje, čímž klesá

i jejich žvýkací síla. Ta je 5x až 6x menší než u ozubených probandů. Doba žvýkání je přitom u pacientů s CSN prokazatelně kratší a neschopnost žvýkat některé druhy potravin negativně ovlivňuje i výběr jednotlivých jídel [22].

Nositelé celkové snímatelné náhrady (vedle funkčních nedostatků) pociťují i omezení ve vnímání chuti a jsou ohroženi zánětlivými změnami na sliznicích dutiny ústní ve formě stomatitid, kandidóz, angulárních cheilitid i traumatických vředů. Poškození integrity kožního nebo slizničního krytu přitom může představovat vstupní bránu potenciálním patogenům do organismu a jejich prevalence je důležitým parametrem pro hodnocení orálního zdraví u starší populace. I když většina změn na sliznicích dutiny ústní vznikajících v souvislosti s celkovou snímací náhradou je benigní, některé mohou v důsledku ztráty protektivní funkce sliznice představovat i riziko maligního zvratu.

Ovlivnění celkového zdraví

Ztráta chrupu prokazatelně ovlivňuje celkové zdraví, a to hned několika způsoby [23]:

- a) Menší příjem ovoce a zeleniny, vlákniny a karotenu na úkor zvýšení příjmu cholesterolu a nasycených mastných kyselin s vyšším výskytem obezity může zvyšovat riziko kardiovaskulárních onemocnění a gastrointestinálních poruch.
- b) Zvýšený výskyt zánětlivých změn na žaludeční sliznici a horních částech gastrointestinálního traktu, vředů žaludku a duodena, ale i rakoviny pankreatu.
- c) Zvýšené riziko rozvoje diabetu melitu II. typu (insulin-non dependentního, typicky souvisejícího s obezitou).
- d) Zvýšené riziko srdečních a oběhových abnormalit, jako jsou hypertenze, srdeční selhání, ischemická choroba srdeční, mrtvice a ateroskleróza.
- e) Zvýšené riziko chronického selhání ledvin.
- f) Prokazatelná souvislost s poruchami spánku, včetně spánkové apnoe.
- g) Pokles denní funkce a fyzických aktivit souvisejících s kvalitou života ovlivněnou sníženou kvalitou zdraví.

Způsob, jakým ztráta zubů ovlivňuje celkové zdraví, je dán zejména vlivem změněného složení stravy. Ztráta zubů s sebou přináší dietetické omezení, ovlivňuje vnímání chutí, volbu jídla, jeho přípravu a zvyklosti ve stravování. Snížení množství nutričních prvků, jako jsou antioxidanty, které jsou součástí jen stěží přijímaného ovoce a zeleniny u bezzubých pacientů, má za následek ovlivnění zánětlivých pochodů v těle a jejich absence je problémem v předcházení kancerogeneze. Naopak zvýšený příjem předem zpracovaných potravin s vysokým obsahem sacharidů přímo přispívá ke zvýšenému výskytu obezity a onemocnění s obezitou souvisejícími (jako insulinová rezistence, kardiovaskulární onemocnění a hyperlipidemie).

Ve studii Lockera [24] se uvádí, že až 39 % bezzubých respondentů nemohlo přijímat potravu, kterou by chtěli. 29 % z nich uvádělo menší radost z jídla a 14 % raději jedlo samo, bez přítomnosti dalších osob v okolí. Lowe a kol. [25] zjistili nižší hladinu vitamínu C a zvýšené hladiny prozánětlivých reaktantů, jako je CRP (C reaktivní protein). Prokázali také zvýšené hladiny plasma interleukin-6, fibrinogénu a faktoru VIII u žen. Tyto faktory jsou přitom asociované s násustem rizika rozvoje ischemické choroby srdeční a mozkové příhody.

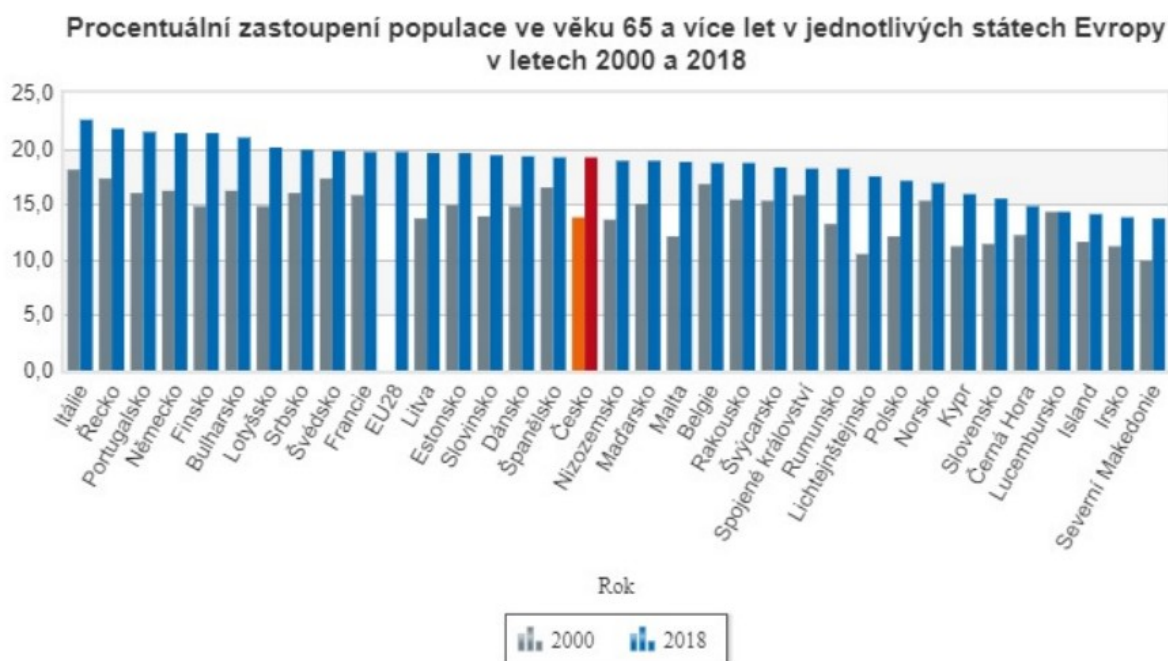
Kvalita života bezzubých lidí

Podle definice WHO je kvalita života subjektivním vnímáním vlastní životní situace ve vztahu ke kultuře, k systému hodnot, životním cílům, očekáváním a běžným zvyklostem. Vnímání kvality života je vysoce individuální a časem se u jednotlivce může změnit vlivem změn na poli některého z faktorů, který jej ovlivňuje. Jedním z faktorů je

bezpochyby i kvalita orálního zdraví. Ztráta zubů ovlivňuje kvalitu života negativním způsobem hned v několika aspektech. Zuby mají důležitou funkci ve vzhledu obličeje, mluvě a schopnosti přijímat potravu. Zhoršení orálních funkcí vede ke zhoršenému vnímání sebe sama a k poklesu sebevědomí. Bezzubí lidé se častěji vyhýbají sociálnímu kontaktu, protože se stydí mluvit, smát se nebo jíst před ostatními, což vede k izolaci jedince. Výsledky ale nejsou u všech bezzubých lidí uniformní. Variace ve formě rehabilitace bezzubosti, věku, pohlaví a matematického statusu ovlivňují vnímání kvality života bez zubů.

Situace v České republice (ČR)

Bezzubost je většinou úzce spjata s vyšším věkem pacienta. V současnosti je přítom trend stárnutí populace jak v ČR, tak i napříč celou Evropskou unií nezpochybnitelný (*Graf 1*).

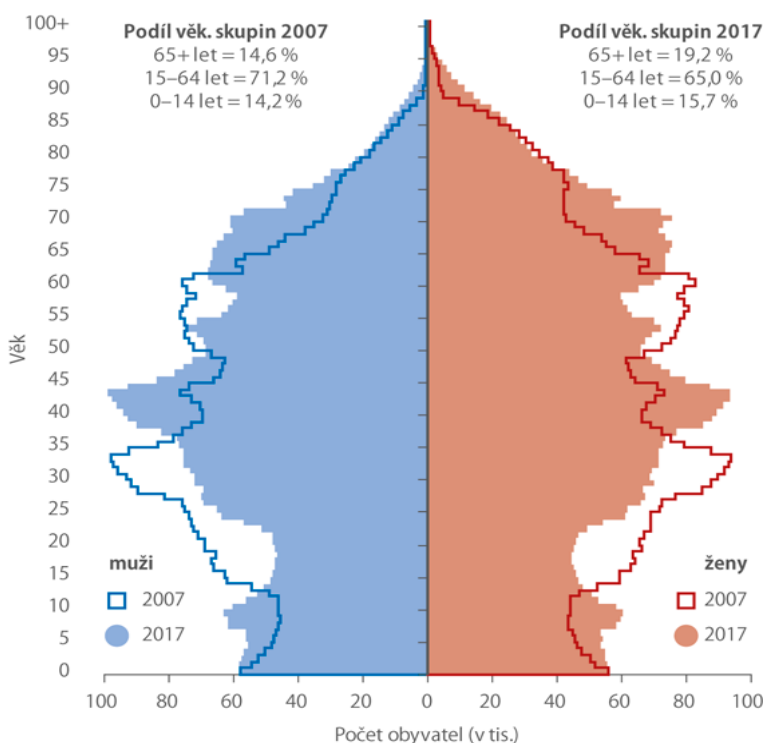


Graf 1. Procentuální zastoupení populace ve věku 65 a více let v jednotlivých státech Evropy v letech 2000 a 2018. Zdroj - Český statistický úřad

Vzhledem k vývoji věkové struktury a prodlužování střední délky života se podíl osob v seniorním věku v České republice zvyšuje. Jen v průběhu deseti let od roku 2007 do roku 2017 se nejstarší věková skupina zvýšila o více než 0,5 mil (*Tab. 1*). Počet osob ve věku 65 a více let v České republice se v absolutním vyjádření již v roce 2017 navýšil o 51,3 tisíce na celkem 2 mil. osob. Mezi seniory pak převládají ženy (*Graf 2*).

Věková skupina	1987	1997	2007	2012	2013	2014	2015	2016	2017
Počet obyvatel seniorského věku podle věkových skupin (tis.)									
65–69	425,8	472,6	473,8	635,9	657,3	671,1	693,0	691,4	684,5
70–74	296,2	413,2	363,0	423,6	452,8	482,0	495,2	532,7	569,7
75–79	301,2	268,2	327,5	302,0	303,5	308,6	323,7	340,1	358,6
80–84	159,8	133,4	223,6	238,0	237,2	236,6	232,0	229,2	226,6
85–89	60,6	87,4	96,6	126,1	128,2	131,3	135,0	138,7	141,8
90–94	13,2	22,8	21,9	36,9	42,0	45,4	47,1	49,0	49,9
95+	2,0	4,2	6,5	5,1	4,6	5,5	6,4	8,0	9,1
Podíl věkových skupin na počtu obyvatel ve věku 65+ let (%)									
65–69	33,8	33,7	31,3	36,0	36,0	35,7	35,9	34,8	33,6
70–74	23,5	29,5	24,0	24,0	24,8	25,6	25,6	26,8	27,9
75–79	23,9	19,1	21,7	17,1	16,6	16,4	16,8	17,1	17,6
80–84	12,7	9,5	14,8	13,5	13,0	12,6	12,0	11,5	11,1
85–89	4,8	6,2	6,4	7,1	7,0	7,0	7,0	7,0	7,0
90–94	1,0	1,6	1,4	2,1	2,3	2,4	2,4	2	2,4
95+	0,2	0,3	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4
Podíl 65+ na celkové populaci	12,2	13,6	14,6	16,8	17,4	17,8	18,3	18,8	19,2

Tabulka 1 Podíl věkových skupin na počtu obyvatel ve věku 65+ let (%) Zdroj - Český statistický úřad



Graf 2 Podíl věkových skupin obyvatelstva rok 2007 vs. rok 2017 muži a ženy. Zdroj - Český statistický úřad

5.2 Možnosti rehabilitace bezzubé horní čelisti

O léčebném postupu rozhodují jak místní anatomické a morfologické podmínky, tak i obecné faktory související se zdravotním stavem pacienta. Jako alternativu ke konvenční, léty odzkoušené rehabilitaci bezzubé horní čelisti pomocí celkové snímatelné náhrady je už řadu let možné využívat k rehabilitaci i zubní implantáty. Ty lze použít jednak jako komponenta hybridní náhrady podepřené implantáty, jejíž funkcí je stabilizování a podpora celkové snímací náhrady, tak i jako výhradní pilíře pro přenos žvýkacích tlaků u fixního řešení.

Důležitou roli při sestavování léčebného plánu mají informace týkající se stupně atrofie zbývajícího alveolárního výběžku, tj. lokality pro případné umístění implantátů s jejím objemem a kvalitou kostní tkáně, která má jasný vliv na sklon dlouhé osy, průměr a délku implantátů. Důležitou roli má dále morfologie obličeje a nároky kladené na estetiku, fonetiku a celkovou funkci plánované náhrady. Svou roli v procesu rozhodování hrají jednoznačně celkový zdravotní stav s ohledem na věk pacienta, jeho přání a ekonomické možnosti.

Možnosti rehabilitace bezzubé horní čelisti



Obrázek 3. Vertikální pozice protézniho lože; horizontální nabídka kosti; podepření měkkých tkání zuby náhrady. Zdroj - autorka

Před započítím terapie bezzubé horní čelisti (o to víc, pokud se jedná o potenciální situaci s využitím zubních implantátů) je potřebné provést pečlivou diagnostiku pacientova stavu dutiny ústní, zhodnotit množství a kvalitu kosti a zohlednit jeho vlastní přání.

Optimální podepření měkkých tkání jak kostěným podkladem, tak i budoucí náhradou je přitom pro dosažení perfektního estetického výsledku rozhodující (*Obr. 3*).

Základem pro stanovení léčebného plánu je:

- estetická analýza pomocí diagnostického set-upu,
- pre-vizualizace s výběrem a rozmístěním implantátů

pomocí programů využívajících CBCT (Cone Beam Computer Tomography), nebo 3D RTG (tři dimensionální rentgenové technologie).

Funkce set-upu

Při posuzování různých možností rehabilitace horní čelisti vycházíme z přímé analýzy modelů čelistí pacienta a ze set-upu (tj. zkoušky voskového, nebo virtuálního modelu náhrady). Případně vycházíme ze stávající vyhovující celkové snímatelné náhrady, pokud takovou pacient disponuje. Na jejich podkladě je možné posoudit čelistní vztahy, průběh okluzní roviny, artikulaci, fonetiku, tvářový profil ovlivněný atrofí alveolárního výběžku, ozřejmit linii úsměvu a celkový estetický dojem. Na základě postavení zubů náhrady nebo jejích modelů je možné promítnout předpokládaný sklon dlouhé osy implantátů s ohledem na možnosti jejich zavedení do míst s nejlepší nabídkou kosti. Výhodou voskového set-upu je možnost přímého posouzení jak snímací alternativy, tak alternativy fixní, kterou lze imitovat při odejmutí voskového alveolárního valu modelu náhrady podepírajícího horní ret. Tím získá pacient představu o tom, jak by vypadala každá z alternativ s ohledem na míru nahrazení resorpcí ztracených tkání. Rozhodnutí pro jednu z variant lze tak považovat za plně informované. Před

zahájením terapie s využitím implantátů by měl mít bezzubý pacient zhotovenou celkovou snímací náhradu, která mu bude vyhovovat esteticky i funkčně a jejíž zuby budou ideálně postavené v neutrální zóně.

Využit set-up je možné pro:

- Zhotovení zubních náhrad sloužících k zachování nebo obnově funkce před i po implantaci, implantologické šablony a rentgen kontrastních značek pro usnadnění orientace na CBCT nebo rentgenovém snímku.
- Diagnostiku orientace dlouhé osy implantátů s ohledem na postavení zubů náhrady, estetiku náhrady (délka jejich zubů, tvar, poloha, linie úsměvu), artikulaci, průběh okluzní roviny, vertikální dimenzi okluze, design náhrady, funkci a fonetiku.

CBCT scan

Aby bylo možné objektivně posoudit množství a kvalitu kosti zbytkového alveolárního výběžku, je zhotovení CBCT, nebo 3D RTG snímku nezbytné. K lepší orientaci nám pak slouží rentgenkontrastní markery (např. gutaperča nebo kompozitní výplňový materiál) na diagnostickém set-upu, případně vyhovující stávající protéze, díky kterým se můžeme ve snímcích orientovat s ohledem na požadované výsledné postavení zubů budoucí náhrady.

Při výběru způsobu rehabilitace bezzubé horní čelisti jsou zásadní tato hlavní kritéria:

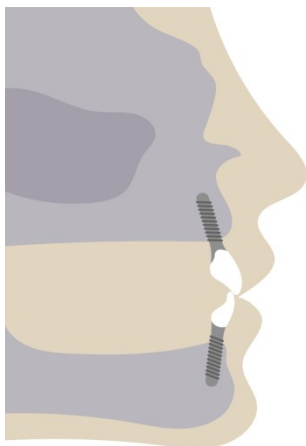
- Celkový aktuální pacientův zdravotní stav (přítomnost vícečetných onemocnění, aktuální i předpokládaná budoucí dexterita, farmakologická anamnéza, věk, rizika jednotlivých rehabilitačních variant),
- vzájemný vztah čelistí,
- míra nutného podepření tváře a rtů s ohledem na stupeň atrofie alveolárního výběžku, požadovaná délka zubů, kvalita měkkých tkání,
- finanční stránka ošetření.

Bezzubou horní čelist lze rehabilitovat pomocí:

- Celkové snímatelné náhrady,
- fixního můstku neseného implantáty,
- kombinace fixního mostu neseného implantáty ve frontálním úseku se zásuvnými spoji a ČSN (částečné snímatelné náhrady),
- hybridní snímací náhrady nesené implantáty spojenými třmenem s axiálními zásuvnými spoji anebo teleskopy.

5.2.1 Celková snímatelná náhrada

Je-li rekonstrukce pomocí zubních implantátů z kteréhokoli důvodu kontraindikována, zůstává jako jediná možnost rehabilitace bezzubé horní čelisti celková snímací náhrada. I při jejím zhotovení, rovněž jako i v dalších stomatologických oborech, je možné využít moderní technologie, jejichž cílem je zejména zjednodušení postupu výroby náhrady a časová úspora. Také je možné držet se lety ověřených metod.

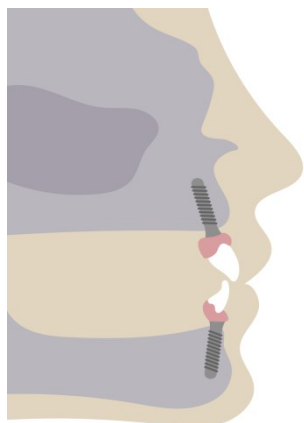


Obrázek 4. Dostatek alveolární kosti ve vertikálním směru; dostatek alveolární kosti horizontálně; dostatečné podepření měkkých tkání jak vlastní kostí, tak i zubní náhradou. Zdroj - autorka

5.2.2 Fixní můstek nesený implantáty (*Obr. 4*)

Volba fixního řešení předpokládá dostatečné množství a kvalitu kosti, která umožní zavedení nejen požadovaného počtu fixtur, ale i jejich inzerci v optimálním sklonu. Kvalita čelistní kosti úzce související s lokalitou, blízkost často rozsáhlé čelistní dutiny a estetické požadavky mohou být limitujícími faktory, které předurčí pacienta k snímatelnému řešení.

Volba implantátů musí probíhat jednak s ohledem na charakter abutmentů, které plánujeme použít, jednak jejich průměr a délka ovlivňuje i čas, kdy je možné je zatížit a různí se i případné následné protetické komplikace [26]. Chyba ve fázi plánování může mít za následek problémy s výslovností, nepříznivou růžovou estetikou související s odhalením gingivy při úsměvu, nedostatečné podepření horního rtu nebo výslednou práci, která je jen těžko čistitelná [27-29]. Klíčová je zejména vzdálenost mezi incizální hranou dolních zubů a vrcholem zbytkového alveolu horní čelisti, která by měla být menší než 15 mm. Pokud bychom i v tomto případě volili fixní můstek, výsledné zuby náhrady by byly enormně dlouhé a lepším řešením by pak byla hybridní náhrada [30]. Rovněž je tomu i v případě sagitální diskrepance maxilomandibulárního vztahu a 3. skeletální třídy.



Obrázek 5. Nedostatek alveolární kosti ve vertikálním směru; dostatek alveolární kosti horizontálně; nedostatečné podepření měkkých tkání atrofickou alveolární kostí je částečně esteticky kompenzováno růžovou keramikou na zubech náhrady. Zdroj - autorka

Možným kompromisem a alternativou ke konvenčnímu fixnímu můstku, kde hrozí příliš dlouhé protetické korunky, je estetická redukce jejich délky na úkor růžové keramiky (*Obr. 5*). Přejít na náhradu a alveolu ale musí být krytý dostatečně dlouhým horním rtem. Možnou komplikací této alternativy je selhání vazby keramika kov se všemi následky z toho plynoucími. Na pevnost vazby má přitom vliv zejména dodržení laboratorních podmínek a respektování maximální tloušťky keramiky, která by neměla přesáhnout 2 mm.

Trvá-li pacient s pokročilou atrofií i navzdory doporučení na fixní alternativě, je vhodné tento typ rehabilitace odzkoušet a pacientovi zhotovit jednoduché plastové provizorium. Po jeho vyzkoušení se ve skutečnosti pro fixní variantu rozhodlo jen méně než 30 % pacientů a snímací náhradu volilo téměř 75 % z nich [31].

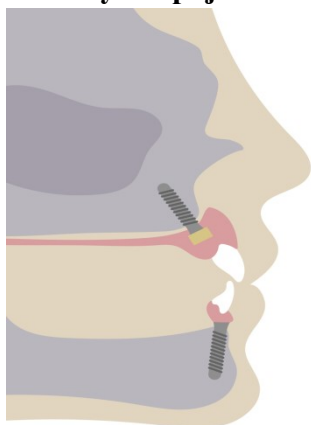
I když v přehledové studii Daudt Polido a kol. z roku 2018 nenašli statisticky významné rozdíly v přežití implantátů mezi alternativou s 5 implantáty a s 6 a více implantáty [32], za bezpečný minimální počet implantátů je dodnes považováno implantátů 6 [30].

Úspěšnost fixního řešení, která je hodnocena na základě více než pětiletého přežití implantátů, se přitom s ohledem na jednotlivé studie pohybuje od 81,3 % po 100 % [5].

5.2.3 Kombinace fixního můstku neseného implantáty ve frontálním úseku a částečné snímatelné náhrady v distálních úsecích

Indikace kombinace fixního můstku ve frontální krajině a částečné snímatelné náhrady v laterálních úsecích je prakticky totožná s indikacemi k fixnímu můstku. V případě nedostatečné nabídky kosti ve frontální krajině s viditelným přechodem náhrady a alveolárního výběžku je tato léčebná alternativa kontraindikována. Na rozdíl od fixního řešení v celé čelisti ale nevyžaduje v případě nedostatečné nabídky kosti v distálních úsecích komplikované chirurgické výkony k navýšení kosti a zároveň poskytuje často i proteticky méně komplikovanou (a tím i finančně méně nákladnou) alternativu k náhradám hybridním. Jak poukazuje studie Yoo a kol. [33], jedná se o alternativu s 97,3% úspěšností přežití implantátů a menším počtem protetických komplikací, než jsou náhrady hybridní. Na rozdíl od hybridních náhrad se ale jedná o alternativu poměrně málo probádanou se zanedbatelným počtem relevantních studií s tímto typem ošetření.

5.2.4 Hybridní snímací náhrady nesené implantáty spojenými třmenem/s axiálními zásuvnými spoji / teleskopické (Obr. 6)



Obrázek 6. Nedostatečná vertikální nabídka kosti; nedostatečná nabídka kosti horizontálně; nedostatečné podepření měkkých tkání atrofickou alveolární kostí, které je kompenzováno pryskyřičnou bází a zuby náhrady. Zdroj - autorka

Hybridní náhrady podepřené implantáty umožňují úspěšně rehabilitovat pacienta se středně těžkou až těžkou resorpcí alveolárního výběžku k jeho vyšší spokojenosti, a to zejména v případech, kdy pacient nebyl spokojen s mechanickými aspekty konvenční snímací náhrady [33,34]. Tento typ rehabilitace umožňuje konstantní reprodukci determinovaného centrálního vztahu čelistí, lepší stabilitu náhrady při funkci a zvýšení okluzní síly oproti konvenční náhradě až o 300 % [12].

Existují dva koncepty ošetření pomocí hybridní zubní náhrady. V případě, že je ve frontálním úseku dostatek kvalitní kosti, a hlavně při alternativě s použitím třmenů, je intermaxilárně odpovídající prostor pro jednotlivé protetické komponenty levnější a méně časově náročnou variantou s nižší morbiditou anteriorní koncept [35,4].

V případě, že by výsledná protetická rehabilitace v důsledku nedostatečného prostoru mezi čelistmi nebo v důsledku přítomnosti výrazné sagitální diskrepance jejich vztahu vedla k fonetickým problémům, by měl být před anteriorním konceptem upřednostněn bilaterální posteriorní koncept. Ten předpokládá umístění implantátů v distálních úsecích, a to i v případě, že jim musí předcházet navýšení kosti augmentačními postupy [35].

Z pohledu počtu implantátů pořád neexistuje jasná shoda, kolik by jich mělo hybridní náhradu podepírat. Autoři poslední přehledové studie z roku 2021 ale dospěli k názoru, že z hlediska přežití implantátů, protézy i spokojenosti samotných pacientů není náhrada podepřená šesti implantáty horší, nežli náhrada se čtyřmi implantáty [11]. Rovněž doposud není zcela jasné, jestli je z biomechanického hlediska lepší jednotlivé fixtury spojovat třmenem, nebo je ponechávat samotné a opatřit je zásuvnými spoji. U obou variant dle přehledových studií z roku 2011 a novější z roku 2019 nebyl shledán statisticky relevantní rozdíl v míře přežití náhrad, implantátů a ani spokojenosti ze strany pacientů, jako u náhrad podepřených třmenem, nebo opatřených axiálními zásuvnými spoji [36,37]. Náhrady

s axiálními zásuvnými spoji ale vyžadovaly větší počet protetických úprav, proto by bylo možné třmenovou náhradu považovat za úspěšnější variantu [36].

Mezi nesporné výhody patří snímatelný charakter hybridní náhrady, který lze s výhodou uplatnit u pacientů, kde v důsledku bruxismu hrozí riziko přetížení fixtur [6,10]. Procentuální přežití implantátů u této varianty ošetření bezzubé horní čelisti se přitom pohybuje zejména v závislosti na délce pozorování v konkrétních studiích od 91,9 po 100 % [5, 38-41].

Menší retence plaku naproti třmenu je nespornou výhodou teleskopické varianty, přičemž procentuální úspěšnost hodnocená na základě přežití implantátů je u obou variant podobná [42]. Další z výhod je i možnost chair-side opravy v případě selhání některého z pilířů konstrukce bez potřeby výroby nové náhrady. Mezi nevýhody ale patří častější protetické komplikace a větší finanční nákladovost [43, 44].

U všech snímacích variant přitom platí, že pro získání dokonalého estetického dojmu není poloha vlastních fixtur natolik klíčová, jak je tomu při rehalitaci bezzubé čelisti pomocí fixního můstku. To umožňuje v mnoha případech předejít komplikovaným chirurgickým rekonstrukcím ať už tvrdých, nebo měkkých tkání.

Přehled indikací k jednotlivým alternativám rehabilitace bezzubé horní čelisti pak uvádí [Tab. 2](#).

Extraorálně	Fixní protetika	Kombinace fixní můstek a ČSN	Snímací protetika	Intraorálně	Fixní protetika	Kombinace fixní můstek a ČSN	Snímací protetika
Linie rtu	Nízká	Nízká	Vysoká	Tvar hřebene	Vertikální, konvexní	Vertikální, konvexní	Bukální inklinace, bukální konkavita
Viditelnost zubů	Malá	Malá	Zřetelná	Mezičelistní vzdálenost a vztahy	Méně než 15 mm; neutrální, překus a předkus	Méně než 15 mm; neutrální, překus a předkus	Víc než 15 mm; 3.skeletální třída
Podpora tváří a rtu	Není potřeba	Není potřeba	Nevyhnutná	Mukóza	Tlustý typ, keratinizovaná	Tlustý typ, keratinizovaná	Tenká, pohyblivá

Tabulka 2. Převzato a doplněno Mericske Stern 2- Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belsler U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:108-25. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011s1108.x>. PMID: 11168261

5.3 Hybridní náhrada nesená implantáty

Hybridní náhrada je při splnění všech indikací ideálním řešením rehabilitace bezzubé čelisti s pokročilou atrofií alveolárního výběžku [45]. Ke stabilizaci, fixaci a retenci náhrady slouží celá řada mechanických zařízení, definovaných jako kotevní prvky neboli attachmenty [46], které jsou běžně dostupné na trhu. Mohou mít charakter axiálních zásuvných spojů, u kterých jednotlivé fixtury podepírající hybridní náhradu stojí samostatně, nebo třmenů, které fixtury naopak propojují. Kotevním prvkem je v případě axiálního zásuvného spoje patrice a matrice. Jejich ekvivalent u třmenů představuje třmen a jezdec. Jeden z každé z dvojic je přitom stabilně připevněn k fixturám podepírajícím hybridní náhradu a druhý protějšek je pak součástí snímatelné náhrady.

Od jejich popularizace Gilmorem uplynulo již 60 let a od jejich prvního využití na hybridních náhradách podepřených kořeny vlastních zubů dvakrát tolik [47]. V průběhu let se možnost jejich uplatnění posunula od kořenů vlastních zubů k jejich využití v kombinaci se zubními implantáty. Využití attachmentů u hybridních náhrad podepřených implantáty se ukázalo jako faktor zvyšující nejen retenci, stabilitu a oporu hybridních náhrad, ale zároveň přispívají i k prodloužení jejich životnosti [48]. I když se míra retence a rychlost opotřebení u jednotlivých kotevních systémů různí, pro pacienta je prokazatelně klíčová korelace mezi spokojeností s náhradou a silou, kterou snímací náhrada ve funkci na attachmentech drží [49]. Ta by přitom měla dosahovat alespoň 5 až 7 N (Newton) [50]. To, jaký typ attachmentů při rehabilitaci bezzubé čelisti pomocí hybridních náhrad podepřených implantáty zvolit, ovlivňuje řada faktorů. Počet a rozměry implantátů, jejich umístění (orientace dlouhé osy, vzájemné vzdálenosti jednotlivých fixtur, zda jsou umístěné v horní nebo dolní čelisti), čelistní vztahy, charakter chrupu v protiskusu, dexterity pacienta, míra retence, kterou pacient očekává a jeho finanční možnosti [51-54]. Obecně lze říct, že s menším počtem implantátů, nebo při jejich kompromisních rozměrech, by měly být použity attachmenty resilientní, s nízkými ohybovými momenty (axiální zásuvné spoje charakteru kulových attachmentů v různých variacích, attachmenty typu Locatorů, magnety, nebo resilientní třmeny), které na rozdíl od rigidních třmenů nebo teleskopických korunek pomáhají předcházet přetížení fixtur [55,56].

U jednotlivých attachmentů je přitom retence dosažena mechanicky (interlockingem), frikcí, nebo jejich kombinací. Případně, jak je tomu u magnetických attachmentů, na podkladě magnetických sil [57]. To, jestli jsou pak vyráběny frézováním, nebo odlévány dle spalitelných přetvarů, na spokojenost jejich uživatelů nebo na délku přežití implantátů vliv nemá [58,59].

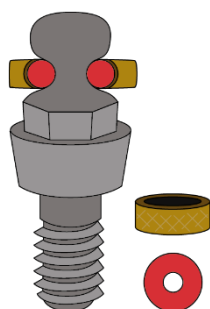
5.3.1 Axiální zásuvné spoje

Zásuvné spoje axiálního typu jsou tvořeny patricí a matricí a dostupné jsou v celé řadě tvarů a velikostí. Na základě možnosti pohybu náhrady ve funkci je můžeme rozdělit na rigidní a rezilientní. Prostorově náročnější variantou je rezilientní typ, který umožňuje pohyb náhrady při zatížení směrem k protézniému loži a rotační pohyb náhrady dle směru působící síly. Výhodou je prevence přetížení abutmentu a fixtury. Ve vertikálním směru méně místa vyžaduje rigidní typ, jeho konstrukce ale neumožňuje pohyb náhrady [60]. S oblibou se používají především v dolní čelisti.

Typy axiálních zásuvných spojů

Kulový zásuvný spoj

Součástí báze náhrady je matrice, patrice je pevně uchycena ve fixtuře. Jeho tři základní provedení jsou:



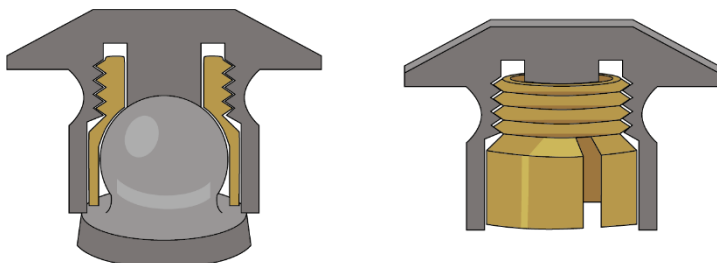
O-ring (O-kruhový) zásuvný spoj

Tvoří jej titanová patrice kulového tvaru a lehce vyměnitelná gumová kruhová matrice zasazená do kovového pouzdra, které je polymerováno do těla náhrady (Obr. 7). Patrice může být 4,5 až 6 mm vysoká, přičemž maximální angulace fixtur může být 10°. Matrice je

Obrázek 7. O-ring zásuvný spoj kovové pouzdro; červená gumová matrice. Zdroj- autorka

dostupná ve dvou stupních tuhosti, přičemž je namáhána prakticky jenom při nasazení a sejmutí náhrady, čímž se opotřebení minimalizuje. Po ztrátě retence je lehce vyměnitelná. Míra retence se odvíjí od případné korekce inklinace implantátů [61], v zatížení ale zajišťuje dostatečné tlumení nárazů [62].

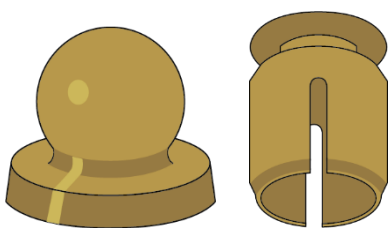
Kovová matrice Dalbo systému (Obr. 8)



Obrázek 8. Kovová matrice systému Dalbo s kovovým pouzdrém. Zdroj - autorka.

Aktivovatelná varianta kulového zásuvného spoje, díky kovové matici osazené do kovového pouzdra. Resilience je nižší na úkor vyšší míry retence, která je naproti O-ring systému až dvojnásobná. V případě opotřebení je možné matici z pouzdra lehce vyšroubovat a vyměnit.

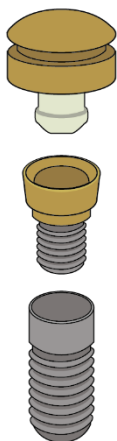
Kovová matrice s pérkem (Obr. 9)



Obrázek 9. Kovová matrice typu Preci Ball a kovová matrice s pérkem. Zdroj - autorka.

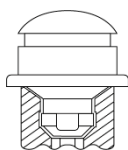
Příkladem je Preci Ball systém. Rovněž aktivovatelná varianta, kdy pomocí speciálního klíče lze matici podle potřeby aktivovat, případně deaktivovat. Matrice se ale k podkladu kovové výztuže náhrady lepí, tudíž je její výměna v případě nemožnosti opětovné aktivace o něco složitější. Matrice je tvořena čtyřmi identickými díly, jejichž pérko naléhající na obvod báze matrice umožňuje omezený rotační pohyb při zatížení náhrady. Celková výška systému činí 3,7 mm s výškou matrice 2,25 mm, čímž se řadí k prostorově méně náročným systémům.

ZAAG- Zest Anchor Advanced Generation

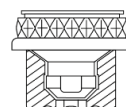


Obrázek 10. Kovová matrice ukotvena ve fixtuře a plastová matrice v kovovém pouzdrém. Zdroj - autorka.

Jedná se o aktualizovanou verzi původního ZEST systému. Na rozdíl od předchozích verzí je k fixtuře fixována matrice. Patrice z plastu s volitelnou mírou tuhosti je uchycena v kovovém pouzdrém polymerovaném do těla náhrady a je snadno vyměnitelná (Obr. 10). Dle prostorových nároků lze volit variantu s výškou pouzdra 3,1 mm (Obr. 11), případně redukovanou na 2mm (Obr. 12).

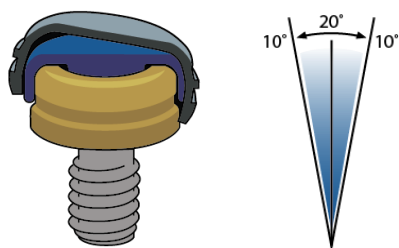


Obrázek 11. Výška pouzdra 3,1 mm. Zdroj - autorka



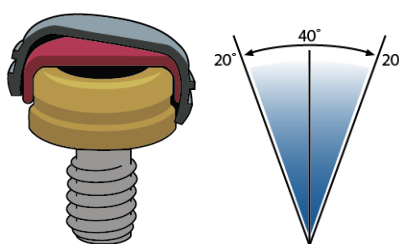
Obrázek 12. Výška pouzdra 2 mm. Zdroj - autorka

System LOCATOR



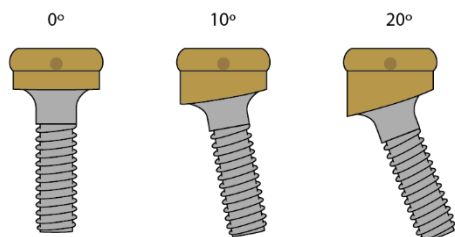
Obrázek 13. Plastová matrice v kovovém pouzdře; rozsah pohybu 20°. Zdroj- autorka

Samonaváděcí systém s vnitřní a vnější retencí. Vyměnitelné matrice se vkládají do kovového pouzdra polymerovaného do báze náhrady. Rozsah pohybu matrice v pouzdře je u standardní korekce 20° (Obr. 13.) a při extendovaném typu až 40° (Obr. 14). Pohyb matrice v pouzdře zajišťuje ideální adaptaci na pohyby náhrady při funkci, za současného využití resilience protézního lože, čímž je bráněno náhradě v uvolnění během zatížení. Matrice jsou snadno vyměnitelné a jejich tuhost rozhoduje o míře retence náhrady. Dodávány jsou v celé škále barevně odlišených variant od 450 g (červené barvy, extendovaný typ) až po 2,2 kg (bílé barvy, standardní typ).



Obrázek 14. Extendovaný typ matrice; rozsah pohybu 40°. Zdroj- autorka

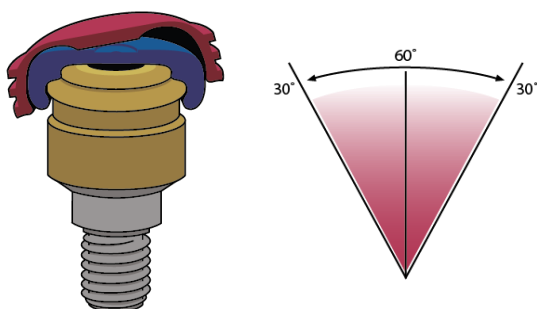
I matrice mohou částečně korigovat případnou angulaci fixtur (10°-20°) (Obr. 15). Zaoblené demarkační linie matric pak tvoří podstatu samonavádění u tohoto systému [63].



Obrázek 15. Matrice s angulací 0-20°. Zdroj- autorka

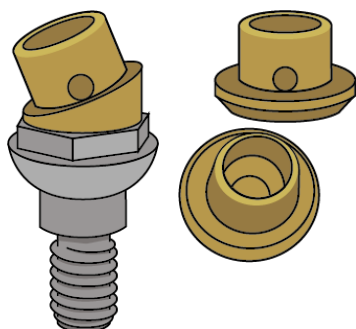
LOCATOR R-TX

Díky průkopnickému tvaru matrice dokáže korigovat disparelní implantáty až do úhlu 60° a to i bez nutnosti využití angulované matrice (Obr. 16).



Obrázek 16. LOCATOR R-TX; korekce 60°. Zdroj - autorka

ERA attachment (Sterngold)



Systém je charakteristický kovovou maticí ukotvenou do fixtury s otvorem pro drenáž vzduchu, pro kterou je typický zvukový fenomén při dosazení náhrady (Obr. 17). Límec matrice pak stojí za správným směrem inzerce náhrady. Nylonová patrice je, obdobně jako u předchozích systémů, usazena v kovovém pouzdře polymerovaném v těle náhrady [64]. Elasticita patrice zajišťuje remirezilienci a zprostředkovává mikropohyb mezi maticí a patricí, což redukuje přenos zátěže na implantát ve funkci.

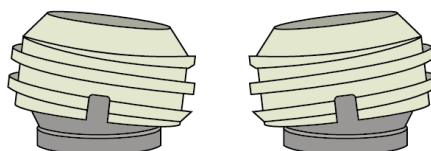
Obrázek 17. Kovové matrice s otvorem pro únik vzduchu.
Zdroj - autorka

Magnetický attachment



Principem retence u magnetických attachmentů je vzájemná přitažlivost magnetických prvků (např. kobalt, nebo chrom aj.). Retence se přitom s časem nemění, nevýhodou je ale její malá síla a výlučné působení ve vertikálním směru. Stabilita náhrady tedy musí být dosažena dostatečnou extenzí její báze, eventuálně doplněním dalšího retenčního prvku. Zátěž vyvíjená na fixtury během funkce je minimální a náhrada nevyžaduje specifický směr nasazení. Jeden z magnetů je ukotven pevně ve fixtuře a jeho protějšek je pak uložen v kovovém pouzdře inkorporovaném v těle náhrady (Obr. 18), ve kterém se může pohybovat. To umožňuje korekturu disparalelních implantátů až o 24° a konstantní styk náhrady a protézniho lože i během funkčního zatížení (Obr. 19).

Obrázek 18. Magnetický attachment.
Zdroj - autorka



Obrázek 19. Pohyb magnetů v pouzdře náhrady. Zdroj - autorka

Teleskopické korunky

Podstatou retence je tření vznikající mezi dvěma pláští korunek. Aby bylo možné náhradu nasadit, musí být směr všech korunek identický. Primární korunka tvořící vnitřní plášť je pevně fixována na implantátu. Může být ovoidního, konického nebo cylindrického tvaru. Bývá odlévána z dentální slitiny nebo frézována ze zlatých, keramických nebo titanových prefabrikátů, obvykle specificky s ohledem na konkrétní situaci v dutině ústní. Tvar primární korunky nám určuje míru přenosu žvýkacího tlaku jak na fixturu, tak případně i na protézni lože. Na rozdíl od protějšku cementovaném na vlastních zubech je možné její velikost značně redukovat a snížit tak potřebné místo na rekonstrukci, která je jinak na prostor náročná. Sekundární korunka tvořící vnější plášť je součástí těla náhrady a je ukotvena do lité výztuže těla náhrady pomocí drážek.

Teleskopické korunky existují ve dvou variantách. *Rezilientní*, která přenáší tlak při

funkčním zatížení náhrady implanto-mukózně a *rigidní* varianta s jasně definovaným okrajem dosedu a výhradně enoseálním přenosem žvýkacího tlaku.

Nespornou výhodou je možnost jednoduché domácí péče a dobrá přístupnost prostředkům dentální hygieny, vysoká míra retence i při menším počtu fixtur, poměrně jednoduchá úprava náhrady při eventuální ztrátě některé z nich a příznivý estetický výsledek u tohoto typu rekonstrukce. Nevýhodou je v důsledku technické náročnosti vyšší cena.

5.3.2 Třmeny pro hybridní náhrady

Třmeny, rovněž jako i axiální zásuvné spoje, existují v rigidní nebo rezilientní variantě. Konkrétní typ třmenu, jeho výsledný tvar a aplikace případných dalších retenčních prvků se odvíjí od místa, tvaru alveolárního výběžku a počtu, rozměrů a rozmístění jednotlivých fixtur u konkrétního pacienta. Třmeny poskytují retenci a stabilitu náhrady, která je vyšší než u axiálních zásuvných spojů a přináší s sebou nespornou biomechanickou výhodu spojení jednotlivých fixtur do bloku.

Třmeny dělíme do tří skupin: v závislosti od typu materiálu, ze kterého je třmen zhotoven, a způsobu jakým je třmen zhotoven, tvaru a typu retenčního mechanismu, který třmen využívá.

A. Dle materiálu a způsobu zhotovení:

- prefabrikovaný třmen ze slitiny ušlechtilých kovů s vysokým obsahem zlata,
- individuálně litý třmen,
- frézovaný třmen.

B. Dle tvaru:

- Haderův třmen,
- Dolderův třmen,
- třmen s kruhovým průřezem,
- CekaRevax hybridní třmen.

C. Dle typu retenčního mechanismu:

- přímý retenční mechanismus (třmeny: Haderův, Dolderův a třmen s kruhovým průřezem),
- retenční zařízení jako součást třmenu (Locator, Clix, nebo Ceka attachmenty na paralelním třmenu),
- kompenzační (ofsetové) attachmenty typu Vertex, Plunger Loc, Sagix,
- jejich kombinace.

A. Dle materiálu a způsobu zhotovení

Prefabrikovaný třmen ze slitiny ušlechtilých kovů s vysokým obsahem zlata

Na sekundární díly se na pracovním modelu nasadí prefabrikované zlaté kapny (neoxidující slitina s vysokým bodem tání 1400-1490°C (Ceramicor: Au 60%, Pt 19%, Pd 20%, Ir 1%), bez vnitřního osmihranu o výšce 6 mm s možností zkrácení o 1,5 mm). Mezi kapny se osadí prefabrikované segmenty třmenu, které se podle potřeby zkrátí a následně se spojí pájením nebo laserovým svařováním. Nevýhodou *pájeného třmenu* je nutnost zhotovení modelu ze zatmelovací hmoty určeného k pájení a spojení kapny pomocí pryskyřice. Bodové sváření bez nutnosti zhotovení dalšího modelu s sebou nese zvýšené riziko rozlomení v místě spoje a nedoporučuje se zejména pro třmeny s extenzí. *Laserové*

svařování je biokompatibilnější, jelikož probíhá bez aplikace dalších materiálů a svařování probíhá přímo na pracovním modelu.

Individuálně litý třmen

Při metodě lití z jednoho kusu jsou jednotlivé části od kapen až po třmen zhotovené z plastových prefabrikátů a spojené pomocí spalitelného plastu. Ke každému kontaktnímu místu se následně připojí licí vtoková soustava tak, aby se třmen v celém svém rozsahu mohl s dostatečnou difuzí rovnoměrně odlít. Na modelu ze zatmelovací hmoty následně probíhá vlastní lití.

Frézovaný třmen

Principem CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) je zhotovení designu třmenu s pomocí softwaru, následně je vyfrézován z příslušného bloku materiálu [65]. Existují dva způsoby zhotovení třmenu pomocí CAD/CAM technologie:

1. Model třmenu z vosku je vytvořen manuálně na pracovním modelu s integrovanými laboratorními analogy. Následně je model naskenován a frézován z bloku materiálu.
2. Naskenovány jsou model náhrady (voskový model náhrady nebo jeho ekvivalent) a pracovní model včetně integrovaných laboratorních analogů. Software přes sebe následně oba scany překryje a navrhne třmen žádoucího tvaru a velikosti ve výhodné poloze.

Využití CAD/CAM technologií zvyšuje přesnost s jakou je třmen zhotovován. Míra přesnosti závisí pouze na přesnosti zhotovení otisku a následného pracovního modelu a eliminuje mnohá rizika konvenčního lití. Materiál, ze kterého se třmeny frézují, bývá nejčastěji titan, případně slitiny obecných kovů. Jeho zhotovení ze zirkonium oxidové keramiky je zatím spíš experimentální.

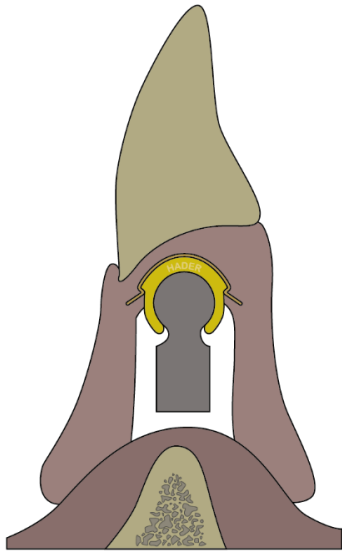
B. Dle tvaru:

Haderův třmen

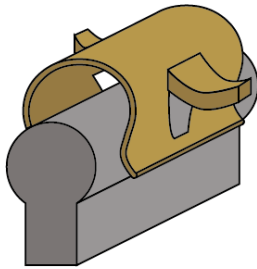
Třmen byl vyvinut před víc než 50 lety Helmutem Haderem a v první polovině 90. let byl inovován ve smyslu snížení výšky retenčního systému. Jde o variantu třmenu dodnes velice populární, zejména kvůli své jednoduchosti a nízké nákladovosti [66,67]. V horní části má třmen kruhový průřez, což umožňuje rotaci náhrady s rádiem 20°. Směrem k protéznímu loži pokračuje třmen v paralelní stojnu. Při jeho zhotovení přitom musí laborant dbát na to, aby mezi stojnou a protézním ložem byl prostor pro provádění ústní hygieny (*Obr. 20*). Plastový jezdec pro Haderův třmen je dodáván v různých mírách tuhosti, což následně ovlivňuje retenci náhrady. Jednotlivé varianty jsou barevně odlišené. Od modré, která se využívá u výrazně opotřebovaných třmenů, přes červenou, která je schopna odolat působení zátěže 1000 g, přes standardní žlutou (800 g) až po bílou, která má sníženou retenci na 600 g. Jezdec je osazen do kovové výztuže náhrady, která má na svém vrcholu drážky bránící rotaci náhrady během laboratorního zpracování a zabezpečující paralelní směr nasazení náhrady.

Ackermanův jezdec s vestibuloorální retencí (Obr. 21)/mesiodistální retencí (Obr. 22)

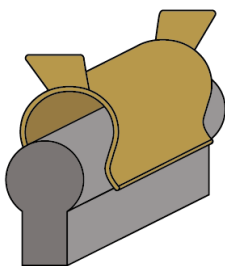
Ackermanův jezdec je vyroben ze zlaté slitiny, příp. nerezavějící ocele. Na rozdíl od plastového jezdců umožňuje nejen rotační pohyb náhrady na Haderově třmenu, ale i pohyb náhrady směrem k protézni loži. Vertikální pohyb při zatížení je zprostředkován distanční podložkou půlkruhového průřezu usazenou v bázi jezdců, která zároveň udržuje třmen v nejtesnější části jezdců, pokud je náhrada v klidu a tím zajišťuje stabilitu náhrady.



Obrázek 20. Haderův třmen. Zdroj - autorka



Obrázek 21. Ackermanův jezdec s vestibulo orální retencí. Zdroj - autorka



Obrázek 22. Ackermanův jezdec s mesiodistální retencí. Zdroj - autorka

Volba a umístění jezdců náhrady

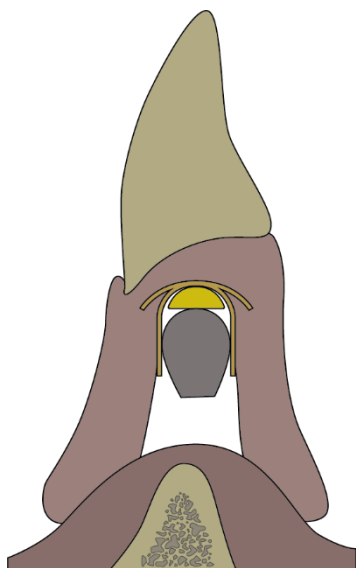
To, jak je napětí při funkčním zatížení náhrady distribuováno, ovlivňuje materiál jezdců náhrady a jejich počet a umístění na třmenu. Pokud jsou jezdců kovové, v důsledku nižší elasticity přenášejí větší napětí na tělo náhrady. Plastové jezdců naproti tomu jsou schopné část napětí absorbovat, a proto prokazatelně snižují riziko fraktury přilehlé pryskyřičné platně [68]. Nejnižší koncentraci napětí i při případné nedokonalosti dosedu náhrady přitom vykazují Haderův třmen v kombinaci s plastovým jezdcem.

Pokud je přítomen jen jeden jezdec, napětí narůstá. I když je umístěný ve frontálním úseku a dovoluje případnou rotaci náhrady s ohledem na typ třmenu, při zatížení směrem k protézni loži představuje místo, kde je tělo náhrady nejvíce namáháno. V horní čelisti je přitom kvůli koncentrickému charakteru resorpce alveolárního výběžku a následné inzerci fixtur do místa s nejpříznivější nabídkou kosti nejvíce namáhána palatinální strana těla náhrady.

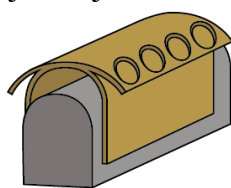
Míra retence jednotlivých jezdců závisí kromě materiálu, ze kterého je jezdec vyrobený, i na jeho individuálních charakteristikách, jako je jeho délka, tloušťka jeho retenčních částí a vzdálenost mezi nimi. Dále na průměru třmenu, na který jezdců nasedají. Obecně lze říct, že čím je jezdec delší, tím je větší třecí plocha, kterou na třmen nasedá, a tudíž se zvyšuje i retence. Se zvyšujícím se průměrem se zase snižuje flexibilita jezdců při snižující se vzdálenosti mezi jezdcem a třmenem a retence je opět vyšší. Nárůst retence lze pozorovat i při menší vzdálenosti mezi retenčními částmi jezdců, jelikož je vytvářen větší odpor, který musí jezdec překonat při překročení průměru třmene.

Při volbě jednotlivých jezdců přitom musíme mít na paměti riziko vzniku galvanických proudů a případného zvýšeného opotřebení při použití kovových jezdců jiné kovové slitiny, než je samotný třmen.

Dolderův třmen



Obrázek 23. Dolderův třmen - resilientní typ. Zdroj - autorka

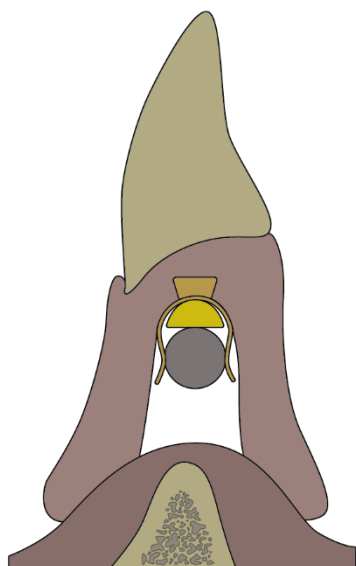


Obrázek 24. Dolderův třmen - rigidní typ. Zdroj - autorka

Třmen sestojen švýcarským zubním lékařem Eugenem J. Dolderem. Jsou dvě varianty Dolderova třmenu, a to resilientní typ a rigidní typ. *Resilientní typ* je hruškovitého nebo ovoidního tvaru (Obr. 23). Díky podložce půlkruhovitěho průřezu umožňuje pohyb náhrady při zatížení směrem k protéznímu loži a při příznivém počtu a lokalizaci jezdců i rotační pohyb. *Rigidní typ* je tvaru obráceného písmena U (Obr. 24) a jeho stěny jsou paralelní. Díky tomu jsou jakékoliv rotační pohyby eliminovány a přenos žvýkacího tlaku je pouze enoseální. I když je retenční u tohoto typu třmenu výborná, zátěž na fixtury je nemalá a vzhledem k charakteru kosti v horní čelisti je vhodnější v maxile před rigidním typem upřednostnit typ resilientní. Materiálem volby k jeho výrobě jsou drahokovové, nebo titanové slitiny. Stejně je tomu i u

jezdce náhrady.

Třmen s kruhovým průřezem (Obr. 25)



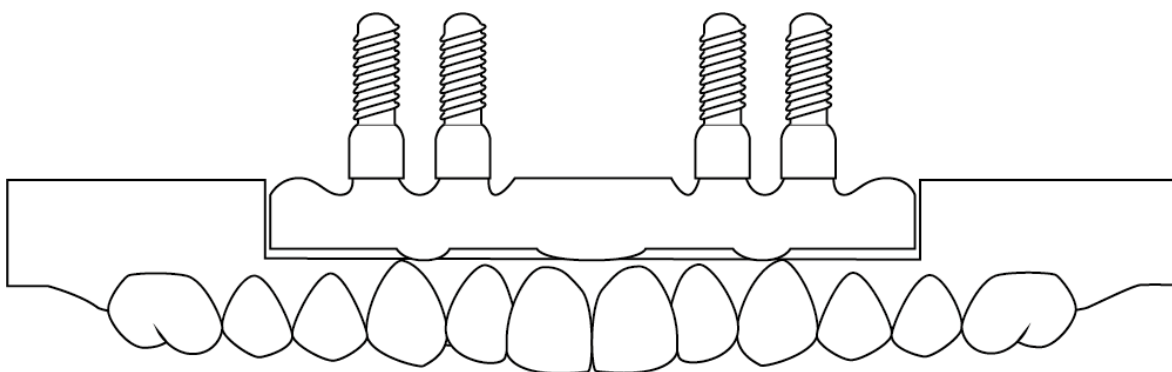
Obrázek 25. Třmen s kruhovým průřezem. Zdroj - autorka

Tvar třmenu s kruhovým průřezem umožňuje rotaci náhrady ve funkci, a protože se většinou kombinuje s jezdcem Ackermanova typu, tak díky podložce půlkruhového tvaru se náhrada při zatížení může pohybovat i směrem k protéznímu loži. Indikován je zejména v situacích s nedostatkem místa intermaxilárně a v případech, kdy je vhodné, aby tvar třmenu kopíroval průběh alveolárního výběžku.

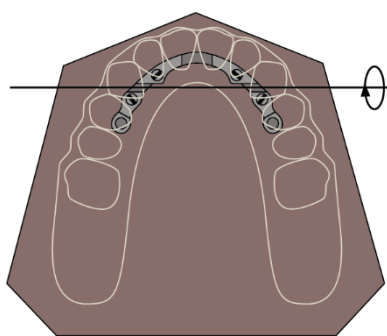
Ceka Revax hybridní třmen

Podstata hybridního charakteru Ceka Revax třmenu tkví v oddělení prvků zabezpečujících retenční a laterální stabilizaci náhrady a prvků, jejichž funkce je podporná. Vlastní design třmenu lze přitom individuálně přizpůsobit konkrétní situaci v ústech pacienta. Stejně jako v případě Dolderova třmenu existuje ve dvou provedeních, a to jako rigidní nebo resilientní typ.

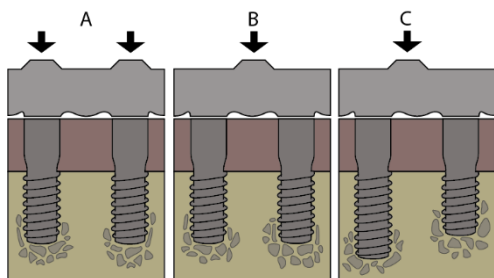
Resilientní hybridní třmen



Obrázek 26. Resilientní hybridní třmen. Zdroj - autorka



Obrázek 27. Osa rotace náhrady. Zdroj - autorka

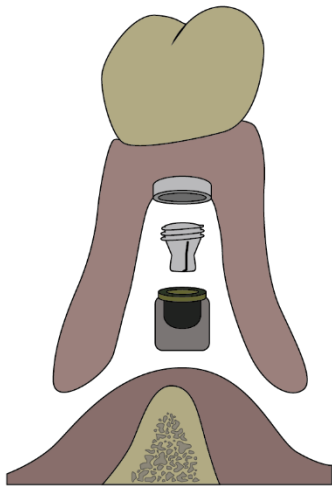


Obrázek 28. Uložení vyvýšených míst s ohledem na pozici fixtur. Zdroj - autorka

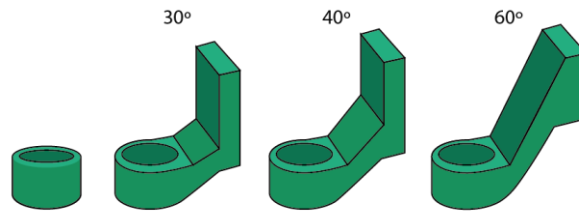
První varianta třmenu je indikována při menším počtu fixtur, eventuálně při dostatečném počtu fixtur, ale nedostatečných parametrech. Tím, že distálně umístěný retenční prvek umožňuje pohyb náhrady při zatížení směrem k protéznímu loži, snižuje zatížení samotných implantátů, ale zároveň opěrné prvky a přídatné retenční prvky třmenu zajišťují jeho dostatečnou funkční stabilitu. Podporné úseky jsou tři a jsou umístěny na spojnici implantátů, dva laterálně a jeden ve střední čáře (Obr. 26). Vystupují přibližně 0,3 mm nad úroveň třmenu a pouze ony jsou v bezprostředním styku s náhradou. Od okluzní roviny by měl být každý opěrný úsek vzdálený stejnoměrně. Aby nedocházelo k přetížení fixtur, tak se laterální opěrné úseky umísťují do osy rotace náhrady, což při zatížení umožní podporu distálního úseku náhrady sliznicí (Obr. 27).

Lokalizace opěrných úseků může mít trojí charakter. V blízkosti dlouhé osy fixtury (A), rovnoměrně mezi implantáty (B), případě blíže ke stabilnějšímu implantátu (C) (Obr. 28). Laterální stabilizace náhrady je zabezpečena dokonalým

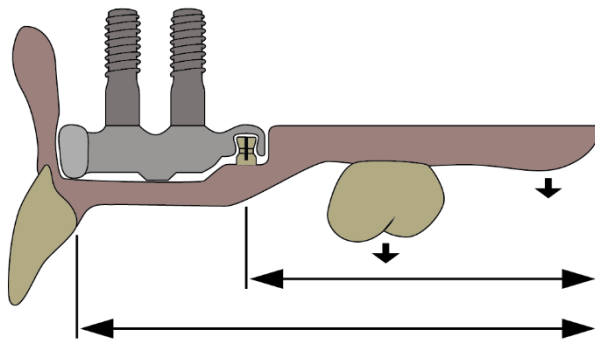
dosedem kovové výztuže náhrady na třmen. Retenční funkci plní obvykle 2 Ceka Revax attachmenty, lokalizované v oblasti premolárů (Obr. 29). Pohyb náhrady v distálním úseku směrem k protéznímu loži při zatížení a přenos žvýkacího tlaku i mukózní cestou zabezpečuje Ceka Revax matrice s variabilním sklonem od 30° po 60° tak, aby se jejich průběh mohl dokonale přizpůsobit tvaru zbytkového alveolárního hřebene (Obr. 30). Na to, aby byl pohyb náhrady při zatížení možný, musí být matrice umístěné distálněji, než je osa rotace náhrady, musí mít stejný směr nasazení a být vzájemně paralelní. Patrice jsou pak součástí snímací náhrady a jsou aktivovatelné. Nepřímá retence a zabránění nadměrnému oddalování náhrady od alveolární sliznice po povolení žvýkacího tlaku je dáno jednak Ceka Revax attachmenty, možností jejich aktivace, případně deaktivace, jednak i nepřímo, a to retencí podporného úseku ve střední čáře. Nepřímá retence se přitom zvyšuje se zvětšující se vzdáleností distální retence od podporného úseku ve střední čáře. (Obr. 31)



Obrázek 29. CekaRevax matrice-součást třmenu a patrice - součást náhrady. Zdroj - autorka



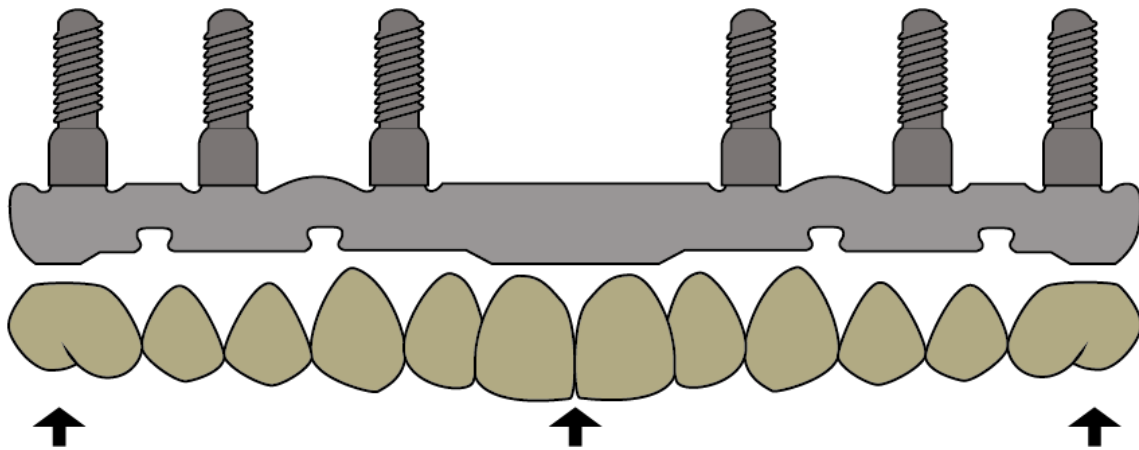
Obrázek 30. CekaRevax matrice s variabilním sklonem. Zdroj - autorka



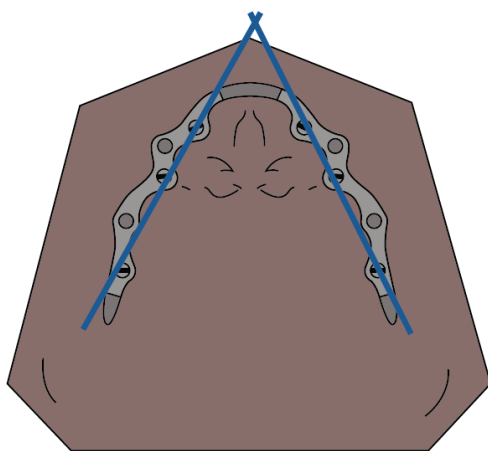
Obrázek 31. Poměrové vzdálenosti středového opěrného úseku a distální retence k poli zátěže náhrady ve funkci. Zdroj - autorka

Rigidní hybridní třmen

Indikován je v případě dostatečného množství fixtur pro čistě enoseální přenos žvýkacího tlaku, přičemž z důvodů, jakými jsou např. potřebná podpora měkkých tkání, nebo přílišná intermaxilární vzdálenost, je fixní protetická práce kontraindikována. Podpůrné úseky jsou, stejně jako u resilientní varianty, tři. Distální úseky se umísťují do místa, kde nakusují poslední zuby dentice v protiskusu (*Obr. 32*). Spojnice implantátů pravé a levé strany tvoří hranici za kterou rozsah podpůrného úseku ve střední čáře nesmí zasahovat (*Obr. 33*).



Obrázek 32. Rigidní hybridní třmen. Umístění distálních opěrných úseků v místě posledního zubu dentice protiskusu.
Zdroj - autorka



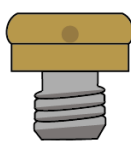
Retence náhrady je zabezpečena čtyřmi Ceka Revax attachmenty, symetricky lokalizovanými v premolárové oblasti. Aktivací a deaktivací patrice retenčního systému je možné regulovat míru retence náhrady.

Obrázek 33. Rozsah vyvýšeného úseku ve střední čáře - spojnice implantátů pravé a levé strany.
Zdroj - autorka

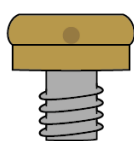
C. Dle typu retenčního mechanismu:

Přímý retenční mechanismus využívají třmeny typu Haderův, Dolderův a třmen s kruhovým průřezem. Ceka Revax hybridní třmen patří mezi třmeny, které řadíme do skupiny třmenů, u kterých je retenční zařízení součástí třmenu. Do této skupiny pak patří i následující třmeny:

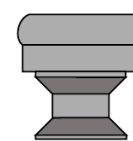
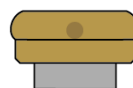
Paralelní třmen s aplikací Locator attachmentů jako retenčního mechanismu



Obrázek 34. LOCATOR attachment, určený k navrtání a přibití. Zdroj - autorka



Obrázek 35. LOCATOR attachment, určený k laserovému sváření. Zdroj - autorka

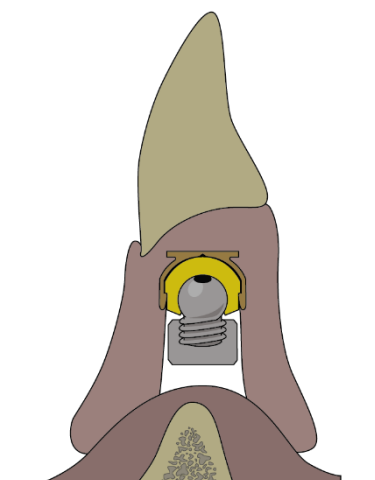


Obrázek 36. LOCATOR attachment, určený k odlití. Zdroj - autorka

Locator attachment je nejčastěji aplikován na třmen s paralelními stěnami, přičemž v přímém kontaktu s náhradou jsou jenom Locator-y. Ty mohou být ke třmenu připevněny navrtáním a přibitím (Obr. 34), laserovým svářením (Obr. 35), nebo se spojí s třmenem při procesu lití (Obr. 36). Míra retence se odvíjí od barevně odlišených plastových patric různé tuhosti, u kterých výrobce udává výdrž až 110 000 cyklů. Umožňuje částečně vertikální pohyb a podle počtu a rozmístění na třmenu i rotační pohyb náhrady ve funkci. Při jeho použití musíme počítat s výškou retenčního mechanismu, která je 2,5 mm, resp. ještě o 0,25 mm víc (tj. 2,75 mm) u Locator-u pro laserové svařování.

Paralelní třmen s aplikací Clix-ball attachmentu jako retenčního mechanismu

U Clix-ball attachmentu se jedná o obdobu kulového axiálního zásuvného spoje s plastovou matricí různé tuhosti (Obr. 37). Opět je nejčastěji aplikován na třmen s paralelními stěnami. Ve funkci umožňuje pohyb náhrady ve vertikálním směru a v závislosti na rozmístění eventuálně i rotační pohyb.

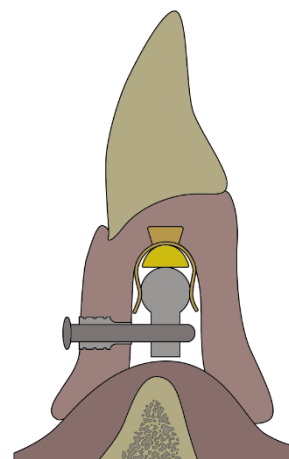


Obrázek 37. Clix-ball attachment jako retenční prvek paralelního třmenu. Zdroj - autorka

Do skupiny třmenů s aplikací kompenzačních, neboli ofsetových attachmentů, pak patří třmeny s aplikací Vertex nebo Sagix attachmentů, případně Plunger Loc.

Plunger Lock jako kompenzační attachment

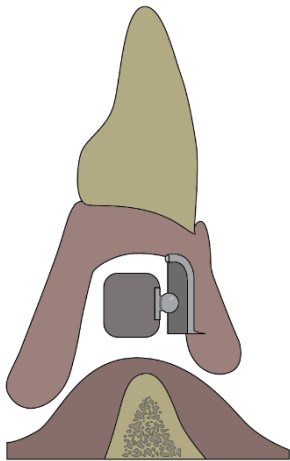
Pokud se časem sníží retence třmenu a nechceme zhotovovat rovnou nový třmen i náhradu, je možné přidání kompenzačního attachmentu typu Plunger Lock, neboli univerzálního uzamykatelného pístu. Ten z vestibula, nebo z orální strany náhrady, přechází tělem náhrady a tunelem v stojně třmenu (Obr. 38). Existuje resilientní i rigidní varianta.



Obrázek 38. Plunger-Lock na Haderovém třmenu. Zdroj - autorka

Sagix attachment jako kompenzační attachment

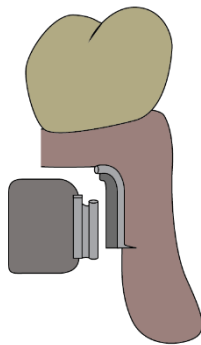
Sagix attachment je možné umístit na paralelní stěnu třmenu nebo na jeho konce (Obr. 39). Svým tvarem umožňuje pohyb vertikální a rotační, pokud to zbytek designu třmenu dovoluje. Patrice se velikostně pohybují od 1,7 mm po 2,2 mm. Míru retence určuje tuhost barevně odlišených matric, které jsou osazeny v kovovém pouzdře.



Obrázek 39. Sagix attachment umístěn z vestibulární části třmenu. Zdroj - autorka

Vertex attachment jako kompenzační attachment (*Obr. 40*)

Vertex attachment se umísťuje pouze na konce třmenu, přičemž jeho pohyb je limitován jenom na vertikální směr.



Obrázek 40. Vertex attachment na distálním konci třmenu. Zdroj - autorka

O tom, jak bude v konečném důsledku vypadat finální design třmenu, rozhoduje několik faktorů. Potřebná míra retence, intermaxilární prostor, počet a parametry implantátů podepírajících hybridní náhradu, manuální zručnost pacienta a zkušenosti ošetřujícího zubního lékaře i spolupracujícího zubního technika. Krom uvedených typů třmenů pak existuje celá variace jejich kombinací dle individuálních potřeb pacienta.

5.4 Praktické zhotovení hybridní třmenové náhrady podepřené čtyřmi implantáty v horní čelisti

Samotnému zhotovení třmenu podepřenému čtyřmi zubními implantáty v horní čelisti a hybridní náhrady s redukováným patrem, kterou třmen podepírá, předchází zavedení implantátů v místě s nejlepší nabídkou kosti. Po zavedení implantátů následuje vhojovací období šesti měsíců, po dobu kterého pacient používá imediátní totální snímací náhradu, případně náhradu stávající, pokud jí disponoval před započítím implantologické fáze. Po úspěšné oseointegraci je možné započít protetickou fázi ošetření. Protetická fáze se skládá z několika kroků. V současné době se do jejího průběhu stále více inkorporují i moderní digitální technologie.

5.4.1 Předběžné otisky

Primární otisky se provádějí v konfekční kovové perforované lžici (typ FX C3, Medin, Nové město na Moravě, Česká republika). Využívají se ireverzibilní hydrokoloidy (Ypeen, SpofaDental, Jičín, Česká republika). Před samotným otiskem je konfekční lžice vyzkoušena v ústech pacienta. Pacient si těsně před zhotovením otisku vypláchne, aby se zredukovala viskozita sliny, a následně je instruován, aby si přebytek slin polkl. Dvousložkový materiál je smíchán v poměru uvedeném výrobcem a aplikován do ¾ otiskovací lžice, aby se předešlo dávivému reflexu, zejména u citlivějších pacientů. Po zavedení otiskovací lžice do úst pacienta je lžice vycentrována a tváře by měly být nadzvednuty nad pozici, kterou zaujímají při jejich prosté relaxaci. V oblastech, kde ošetřující zubní lékař předpokládá, že nedojde k jejich dostatečné replikaci, by měla být otiskovací hmota aplikována před dosazením lžice prstem (např. oblast zadního patrového uzávěru nebo fornix vestibula). Po dosazení a vycentrování lžice ošetřující aplikuje mírný tlak směřující zezadu dopředu, aby veškeré přebytky otiskovací hmoty směřovaly do fornixu, což nám umožní předejít zatékání otiskovací hmoty do krku pacienta a zároveň co nejlépe otisknout místo příštího vnitřního ventilového uzávěru. Po správném dosazení lžice ošetřující provádí pohyby tváří a rtu tak, aby se předešlo přeextendování otiskovacího materiálu. Po celou dobu tuhnutí otiskovací hmoty je otiskovací lžice mírným konstantním tlakem přidržována na místě. Po vyjmutí otisku z úst pacienta je otisk důsledně zkontrolován. Pokud je uspokojivý, po dezinfekci je poslán do laboratoře. Pro zhotovení otisku protiskusu je použit otiskovací materiál typu kondenzačního silikonu (Speedex, Coltene, Langenou, Německo) v konfekční perforované otiskovací lžici (typ FX C3, Medin, Nové město na Moravě, Česká republika).

5.4.2 Zhotovení studijního modelu a pracovního modelu protiskusu

Podle otisků se v laboratoři odlije protiskus a studijní model pracovní čelisti (Obr. 41) ze sádry IV. typu - stone (Interrock New Tip IV, Interdent, Celje, Slovinsko) smícháním prášku a vody v poměru uvedeném výrobcem. K přípravě je použita čistá plastová miska a kovová špachtle, přičemž domíchání probíhá ve vakuové míchačce. Při aplikaci materiálu do otisku využíváme laboratorní vibrátor nastavený na nízký výkon, abychom předešli vzniku bublin v modelu. Po důsledném vyplnění otisku je otisk postaven na bázi příštího modelu (výška báze by měla být přibližně 15 - 17 mm) tak, aby přesahoval otisk o 5 - 6 mm na každé straně. Báze modelu je přitom zhotovována ze sádry III. typu -



Obrázek 41. Studijní model horní čelisti, v místě vojovacích válců jsou aplikovány vodící čepy pro objasnění průběhu osy implantátů a ulehčení dosazení individuální otiskovací lžice. Zdroj - autorka

kamenná sádra (*Heliodur Gele, BPB Formula, Walkenried, Německo*). Při dosazování bychom se měli snažit o paralelní průběh lžice, tudíž i alveolárního hřebene modelu s podložkou, čímž si následně ušetříme čas při úpravě modelu. Po ztuhnutí sádry (standardně po alespoň 45 minutách) je otisk opatrně sejmuto a veškerá přebytečná voda je odstraněna z modelu ofouknutím za použití vzduchové pistole

5.4.3 Úprava studijního modelu

Konečná tloušťka báze modelu by měla dosahovat 12 - 13 mm, což poskytuje dostatečnou pevnost modelu bez toho, aby byl přehnaně masivní. Přebytečná sádra je odstraněna pomocí mokré brousky. Odstraňovaný přebytečný materiál by měl být průběžně z modelu odstraňován, aby nedošlo k jeho zaschnutí, což by mohlo kompromitovat přesnost modelu. Tomuto problému lze předejít použitím suché brousky, která se ale vyznačuje větší prašností. Báze modelu je upravena tak, aby byl průběh replikovaných reziduálních alveolů paralelní s podložkou. Tvar modelu horní čelisti je následně upraven do tvaru pětiúhelníku, u dolní čelisti je to šestiúhelník, a to tak, aby po okrajích labiálního a tvářových úseků byl alespoň 2 - 3 mm a v oblasti patrového uzávěru alespoň 5 - 6 mm přesah od reprodukováného fornixu vestibula a zadního patrového uzávěru. Model je následně podle potřeby dohlazen ručně jemným brusným papírem.

5.4.4 Zhotovení individuální otiskovací lžice

Je obecně známé, že zhotovení otisku v individuální otiskovací lžici je nevyhnutelné k dosažení dostatečné přesnosti následného pracovního modelu. Cílem při zhotovení pracovního modelu je dosažení co nejpřesnější reprodukce průběhu měkkých i tvrdých tkání protézního lože s minimem extenze na pohyblivé tkáně a oblast úponu svalů. Přesná replika je nevyhnutelná k dosažení intimního kontaktu náhrady a alveolární sliznice bez omezení pohybu pohyblivých struktur přilehlých protéznímu loži. Omezení jejich pohybu by omezilo funkčnost náhrady a vedlo by k možné iritaci příslušných měkkých tkání s diskomfortem pacienta, který z toho plyne. Pro zjednodušení ordinační fáze otiskování se šroubovanými otiskovacími pomůckami je výhodné ozřejmit si průběh implantátů přilepením vodících čepů do míst vhojovacích válců ve studijním modelu a jejich následným vykrytím růžovým voskem (*EW-extra plotýnkový vosk, Fertisol Kft., Budapešť, Maďarsko*), včetně oblastí nesoucích hlavní zátěž při žvýkání. Materiálem vhodným pro zhotovení individuální lžice je světlem tuhneoucí pryskyřice (*Fino Tray Plates Transparent*



Obrázek 42. Individuální otiskovací lžice s perforacemi v místě implantátů.
Zdroj - autorka

polymerizaci upravena. Tato individuální lžice s perforacemi v místě implantátů (*Obr. 42*) zhotovená na studijním modelu, který co nejpřesněji reprodukuje situaci v dutině ústní pacienta, nám minimalizuje čas, který bychom strávili nevyhnutelnými úpravami před zhotovením definitivního otisku.

5.4.5 Definitivní otisky



Obrázek 43. Individuální otiskovací lžice s polyéterovou otiskovací hmotou a šroubovanými otiskovacími pomůckami. Zdroj - autorka

impression cap; Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) našroubovány na jednotlivé implantáty. Precizní dosed je ověřen na i.o.RTG snímku. Jakýkoli kontakt otiskovací lžice a otiskovacích pomůcek je vyloučen, aby byl možný důsledný dosed otiskovací lžice, a tím dokonalý otisk alveolární sliznice bez její případné komprese pomocí polyéterového otiskovacího materiálu (*Impregum F, 3M ESPE, St Paul, Minnesota*). Jelikož používáme

a Pink, Fino GmbH, Bad Bocklet, Německo), která je dostatečně pevná, rigidní a v případě potřeby lehce upravitelná. Individuální lžice by v horní čelisti měla zasahovat 1,5 mm za vibrační linii a měla by končit 2 mm pod fornixem vestibula. Držák individuální lžice je vymodelován tak, aby po aplikaci do dutiny ústní nemodifikoval pozici rtu. Následně je lžice i s modelem dle instrukcí výrobce polymerizována ve světelné peci a v případě potřeby po

Nevyhnutelný, ale často opomíjený fakt, který musí předcházet zhotovení definitivních otisků, je vyjmutí již existující protézy minimálně 24 hodin předem. Tento krok je nevyhnutný k umožnění alveolární sliznice zaujmout její normální fyziologický tvar.

Před samotným otiskem musí dojít ke kontrole individuální lžice v ústech pacienta, aby byl zabezpečen dostatečný prostor (2-3 mm) pro otiskovací materiál, a aby veškeré pohyblivé struktury a frenulum byly dostatečně vyvolněny. Po kontrole jsou otiskovací pomůcky (*RN synOcta*

polyéterovou otiskovací hmotu, musí aplikaci otiskovacího materiálu do individuální otiskovací lžice předcházet její impregnace adhezivem (*Polyether Adhesive, 3M ESPE, St Paul, Minnesota*). Po osušení sliznice je otiskovací materiál aplikován do bezprostředního okolí otiskovacích pomůcek pomocí aplikační pistole a zbytek je nanesen přímo v individuální otiskovací lžici, která je následně přiložena na alveolární procesy. Po dosazení lžice se snažíme o přenesení pohybů okolních pohyblivých struktur tím, že pohybujeme tvářemi a rtem pacienta a vyzveme ho, aby se usmál a našpulil rty. V průběhu polymerace, abychom si ulehčili následné vyjímání otisku, odhalíme vodící čepy otiskovacích pomůcek (pokud přirozeně při dosazení lžice nevyčnívají ze lžice). Po ztuhnutí otiskovacího materiálu vyšroubujeme vodící čepy z otiskovacích pomůcek a otisk (*Obr. 43*) vyjmeme z úst pacienta a následně zkontrolujeme. Po jeho dezinfekci je otisk odeslán do laboratoře.

5.4.6 Zhotovení pracovního modelu

Samotnému zhotovení pracovního modelu předchází tzv. rámování, kdy je ochrana ve formě vosku aplikována na okrajové oblasti definitivního otisku. To umožní ochranu okrajové části otisku při samotném zhotovování pracovního modelu a jeho následné úpravě. Na otiskovací pomůcky jsou připevněny analogy implantátů Straumann pro konvenčně vyrobené modely (*Analog RN Tissue level, Institut Straumann AG, Basel, Switzerland*), jejichž výhodou je retenční zářezka, která zajistí jejich přesnou polohu.



Obrázek 44. Pracovní model s gingivální maskou a plastovými abutmenty.
Zdroj- autorka

Prvním krokem při zhotovení pracovního modelu je použití gingivální masky, která se dá z modelu sejmout. Před nanesením gingivální hmoty je otisk izolován pomocí separační vrstvy (*Separator for Gingifast, Zhermack SpA, Badia Polesine, Itálie*) a následně je gingivální hmota (*Gingifast Elastic, Zhermack, Badia Polesine, Itálie*) aplikována pomocí aplikační pistole do oblastí krčkového uzávěru implantátů. Po ztuhnutí je použita sádra IV. typu - stone (*Interrock New Tip IV, Interdent, Celje, Slovinsko*). Stejně jako u studijního modelu

(dodržení míscího poměru, vakuové míchání a aplikace sádry do otisku na laboratorním vibrátoru nastaveném na nízký výkon a následně převedení na bázi pracovního modelu o dostatečné výšce a přesahu) je zhotoven model pracovní. Tímto způsobem je umožněna dokonalá reprodukce pozice implantátů i slizničního reliéfu protézního lože. Po ztuhnutí sádry opatrně odstraníme otisk a model upravíme do pětiúhelníku a ohladíme na suché brusce.

Na pracovní model se našroubují tištěné plastové abutmenty (*UV sensitive resin for 3D printing tough, Grey, Prusa Research s.r.o., Praha, Česká republika*) pro zjednodušení následného zhotovení skusových šablon a jejich manipulace v ústech pacienta v průběhu

rekonstrukce čelistních vztahů. (Obr. 44)

K zaznamenání přesné pozice horní čelisti je prakticky nevyhnutné použití obličejového oblouku. Na posuvnou vidlici je pro zjednodušení manipulace v ordinační fázi aplikována otiskovací hmota - adičně zesílený polyvinylsiloxan (*Finopaste NG Duo 85, Fino GmbH, Bad Bocklet, Německo*) a následně přiadaptována před ztuhnutím na pracovní model opatřený plastovými abutmenty. (Obr. 45)

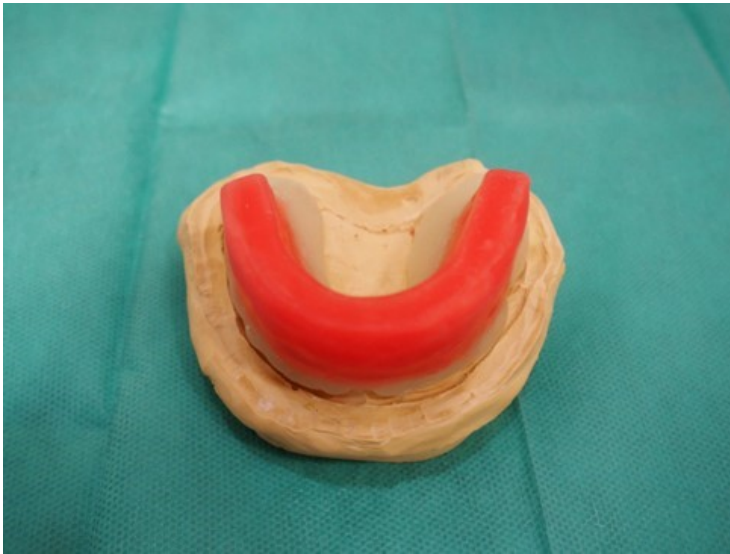


Obrázek 45. Posuvná vidlice obličejového oblouku s aplikovanou otiskovací hmotou – adičně zesíleným polyvinylsiloxanem. Zdroj- autorka

5.4.7 Zhotovení voskových valů

Báze voskových valů a vlastní voskové valy jsou nevyhnutelné ke stanovení správných tvářových kontur, napomáhají nám při výběru zubů, umožňují nám rekonstrukci a zachování správné vertikální a horizontální dimenze okluze, přenos čelistních vztahů a stavění zubů do protézy. Báze voskových valů musí být stabilní jak na pracovním modelu, tak i intraorálně. Měly by být v plném rozsahu budoucí báze náhrad a rovněž by měly být estetické a pohodlné pro pacienta. Abychom zabezpečili co největší stabilitu bází šablon v ústech pacienta, doporučujeme jejich zhotovování na modelu s našroubovanými tištěnými plastovými abutmenty, které se rovněž v příslušné ordinační fázi našroubují přímo na implantáty v ústech pacienta. Materiálem vhodným pro bázi šablon je opět světlem tuhnoucí pryskyřice (*Fino Tray Plates Transparent, Fino GmbH, Bad Bocklet, Německo*). Na model se v rozsahu budoucí náhrady nanese pryskyřičná deska o tloušťce přibližně 2-3 mm, přebytky se ořežou a v místě alveolárních hřebenů se vytvoří zářezy, které slouží ke zvýšení retence voskových valů. Následně se báze nechá polymerizovat.

Na pryskyřičnou bázi se na vrcholy alveolů do míst retence postaví voskové valy zhotovené individuálně z plotýnkového vosku (*EW-extra plotýnkový vosk, Fertisol Kft., Budapešť, Maďarsko*). Průběh okluzní plochy by měl být paralelní s podložkou a výška horního valu by měla dosahovat 22 mm. Jelikož již u voskových valů a jejich bází si začíná pacient formovat názor na nově zhotovované náhrady, snažíme se o to, aby jejich povrch byl co nejhladší a vypadaly co nejlépe, i když plní jenom pomocnou funkci (Obr. 46).



Obrázek 46. Pracovní model s šablonou pro horní čelist. Báze ze světleltuhnoucí pryskyřice. Zdroj - autorka

5.4.8 Rekonstrukce čelistních vztahů (centrální okluze a výška skusu)

Podstatou procesu je rekonstrukce okluzní roviny, vertikálního a horizontálního vztahu čelistí tak, aby bylo možné pomocí přenesených informací zhotovit náhrady ztracených částí žvýkacího aparátu. Informace, které nám po úpravě voskové valy poskytnou, nám umožní za pomoci umělých zubů a pryskyřice doplňující ztracené části alveolů vytvořit adekvátní estetickou a funkční náhradu.

Pro dosažení lepší stability a lehčí manipulace se skusovou šablonou jsou vhojovací válce implantátů u pacienta vyměněné za plastové abutmenty. Následně přistoupíme k úpravě vestibulární plochy šablon, kde lze dosáhnout optimální podpory rtu jak z estetického, tak i fonetického hlediska. Dále pokračujeme s úpravou výšky horní šablony ve frontálním úseku. Pro dosažení mladistvého vzhledu by měl být přesah horní šablony u uvolněného horního rtu 1-2 mm.

Rekonstrukce okluzní roviny

Pro dosažení vyrovnané artikulace a dobré estetiky je nevyhnutná správná rekonstrukce okluzní roviny na horní šabloně. Okluzní rovina je horizontální plocha, kterou zaujímají žvýkací plošky horních zubů a zaujímá prostor od incizální hrany horního středního řezáku až po mesiobukální hrbolek horního prvního moláru na každé straně. Abychom dosáhli optimální funkce náhrady, tak by zakřivení okluzní roviny mělo kopírovat stejné zakřivení, které je u přirozeného chrupu. Jelikož zuby zaujímají konstantní pozici ke kostěným tvářovým strukturám, jsou to právě body na lebce, které využíváme k rekonstrukci jejich postavení. Klasicky je okluzní rovina ve frontálním úseku paralelní s linií bipupilární a v distálním úseku ke Camperově, neboli alo-tragální linii. Po upravení horní šablony, kde jsme zrekonstruovali okluzní rovinu, šablonu z úst pacienta vyjmeme a přistoupíme k rekonstrukci výšky skusu.

Rekonstrukce výšky skusu

Existuje hned několik způsobů rekonstrukce výšky skusu. Za nejspolehlivější považujeme vyhledání klidové polohy mandibuly. Klidová poloha mandibuly je pozice, kterou dolní čelist zaujme pasivně v momentě, kdy jsou svaly, které se na ní upínají, relaxovány. Pacient musí sedět rovně a Frankfurtská horizontála musí probíhat paralelně s podlahou. Prostor, který je přirozeně mezi okluzními plochami zubů horní a dolní čelisti (anebo v případě bezzubé čelisti voskových valů), se nazývá skusová mezera. Pro získání správné výšky skusu musíme odečíst od klidové polohy mandibuly 2-4 mm. Abychom mohli bezpečně replikovat naměřené vzdálenosti, na bradu a nos si zakreslíme orientační značky, jejichž vzdálenost při dosažení klidové polohy mandibuly si opakovaně proměříme. Pro dosažení klidové polohy mandibuly instruujeme pacienta, aby si několikrát polknul,

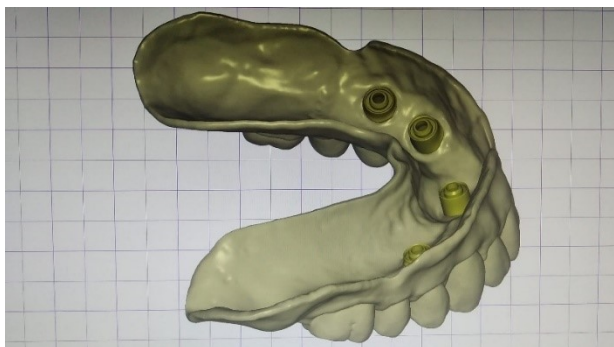
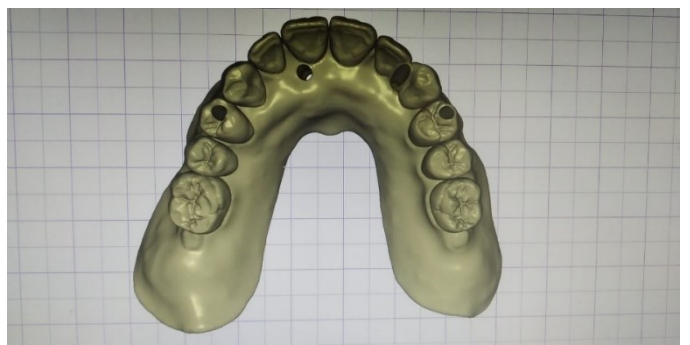
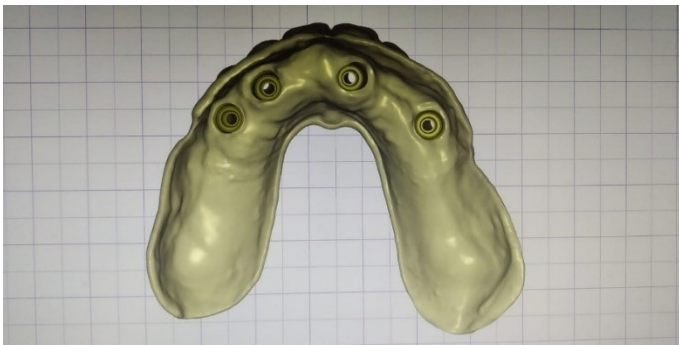
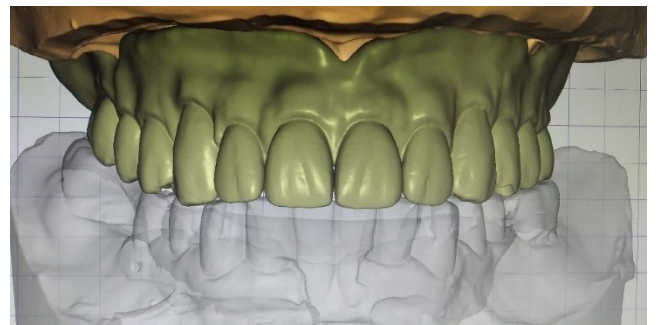
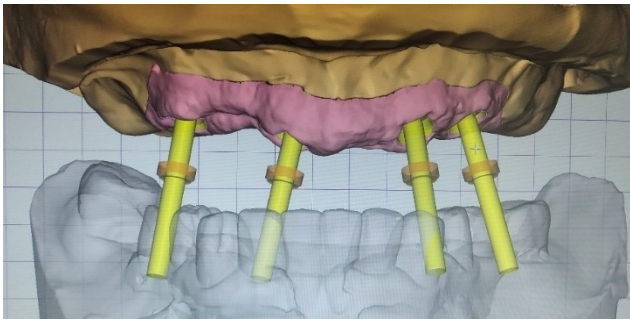
případně vyslovil hlásku M a následně zcela povolil tvářové svalstvo. Po vyhledání a proměření vzdálenosti mezi námi označenými body musíme odečíst skusovou mezeru. Tím dosáhneme správného vertikálního vztahu mezi maxillou a mandibulou. Jelikož se ale zabýváme rehabilitací horní čelisti, kdy je v dolní čelisti již existující náhrada, případně vlastní zuby, necháváme pacienta zkousnout jenom horní šablonu na správnou výšku skusu.

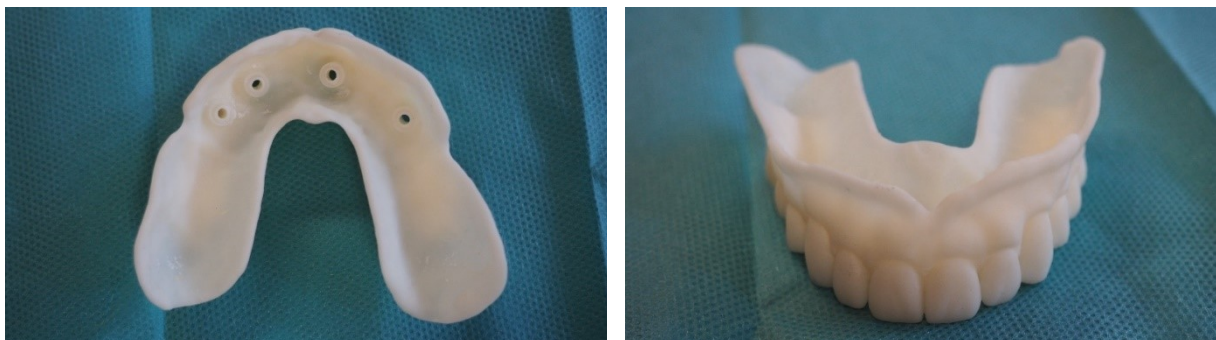
Zaznamenání centrální okluze neboli horizontálního vztahu čelistí

Ideální je přenést i informaci o poloze horní čelisti, proto je vhodné zaznamenat její polohu pomocí obličejového oblouku. Pomocí skusové vidlice s v laboratoři aplikovanou otiskovací hmotou - adičně zesíleným polyvinylsiloxanem (*Finopaste NG Duo 85, Fino GmbH, Bad Bocklet, Německo*), která byla uzpůsobena pracovnímu modelu s abutmenty, se informace o poloze horní čelisti přenesou za pomoci přenosového klíče obličejového oblouku (*KaVo Arcus evo, KaVo Dental GmbH, Baden Württemberg, Německo*). Až následně je nutné zaznamenat i horizontální vztah čelistí. Pacient je instruován k uvolnění dolní čelisti a následně při polknutí k sobě musí přiblížit čelisti tak, aby byly šablona a zuby, nebo protetická práce v dolní čelisti, v plném kontaktu. Následně se na šabloně zakreslí řezákový bod, který by měl být totožný s tvářovou symetrií. Zpravidla se orientujeme podle philtra nebo nosu. Pro výběr správné velikosti garnitury je nevyhnutelné zakreslit i špičákové body, které se nacházejí v místě, kde nám kolmice vedená od okraje křídla nosu přetíná dolní rozhraní horní šablony. Abychom předešli neestetickému „gummy smile“ s expozicí přílišného množství pryskyřice, vyzveme pacienta, aby se usmál, a rovněž na šablonu přeneseme i linii úsměvu.

5.4.9 Zhotovení zkušebního tištěného modelu náhrady

Pomocí voskových valů je zrekonstruována výška skusu a centrální okluze (maxilomandibulární vztah a vertikální rozměr okluze). Do artikulátora (*Protar Evo 7, KaVo Dental GmbH, Baden Württemberg, Německo*) se pomocí obličejového oblouku přenesou poloha pracovního modelu a následně se za pomoci skusové šablony ve správné pozici zaokluduje i model dolní čelisti. Následuje zhotovení modelu protézy. V současnosti je možné využít počítačové technologie a tištěný model nahradit zkouškou voskového modelu náhrady, neboli wax set-up-u. Po naskenování pracovního modelu je zhotoven zkušební tištěný model navržený v Exocad Dental CAD (*Exocad GmbH Darmstadt, Německo*) programu. Tvoří jej umělé zuby a imituje i nahrazované části alveolárního výběžku. ([Obr. 47](#))





Obrázek 47. Návrh modelu náhrady v počítačovém programu DentalCad a tištěný model náhrady. Zdroj-autorka

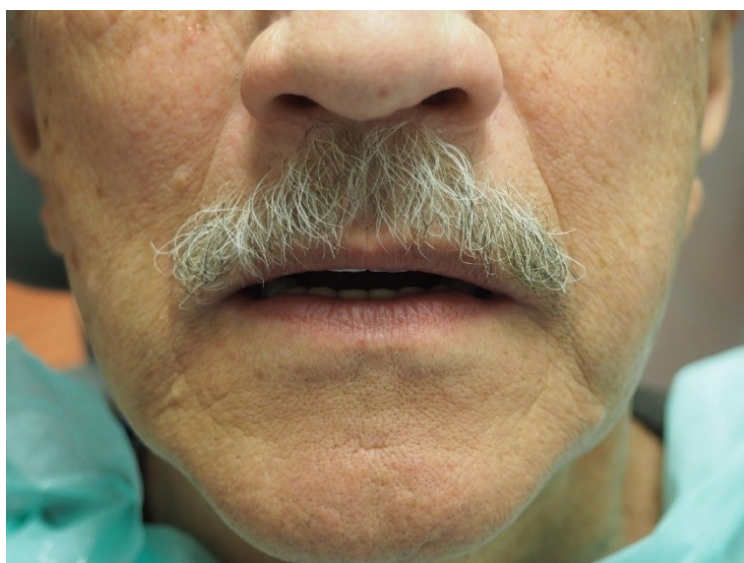
Jeho výhodou je možnost jeho našroubování v ústech pacienta. Zuby modelu přitom byly v počítači navrženy tak, aby okluze byla vybalancovaná a lingualizovaná, což bylo ověřeno v artikulátoru.

5.4.10 Zkouška tištěného modelu náhrady

Model vytištěný na 3D tiskárně (*Original Prusa SL1S Speed, Prusa Research s.r.o., Praha, Česká republika*) z pryskyřice (*UV sensitive resin for 3D printing ABS like, White, Prusa Research s.r.o., Praha, Česká republika*) s integrovanými tištěnými abutmenty je možné po vyšroubování vhojovacích válců upevnit v ústech pacienta a kontrolovat následující:

1. Dosed, komfort pacienta s budoucí náhradou,
2. pacientova spokojenost s tím, jak bude náhrada vypadat, včetně barvy, tvaru a uspořádání zubů,
3. retence náhrady je hodnocena při vokalizaci hlásek f, v a s, při polykání a otevírání úst,
4. probíhá kontrola okluze a artikulace budoucí náhrady (*Obr. 48*).

V případě potřeby můžeme přímo na modelu protézy provést požadované změny ke spokojenosti pacienta. Následně je model protézy vydezinfikován a vrácen do laboratoře.

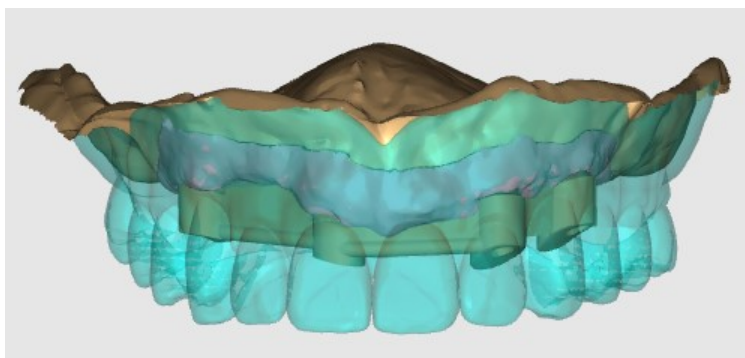


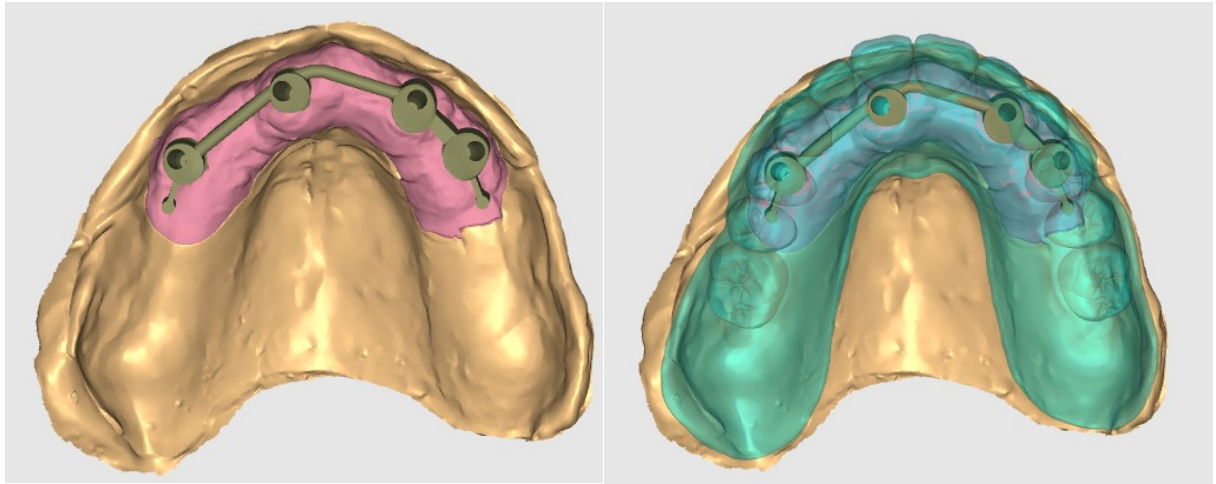


Obrázek 48. Zkouška tištěného modelu náhrady v ústech pacienta. Zdroj - autorka

5.4.11 Zhotovení třmenu

Zubní laborant naskenuje pracovní model, gingivální masku a model protézy a nadesignuje vhodný tvar třmenu pomocí Exocad Dental CAD (*Exocad GmbH Darmstadt, Německo*) programu (*Obr. 49*). V našem případě byl navržen třmen Haderova typu s offsetovými attachmenty typu Vertex na koncích konzol. Údaje jsou následně odeslány do frézovacího centra Createch service (*Createch Medical S. L., Mendaro, Španělsko*), kde je vyfrézován třmen z titanové slitiny Titanio (slitina titanu V. třídy). Z frézovacího centra je standardně do 5 pracovních dnů dodán vyfrézovaný třmen.





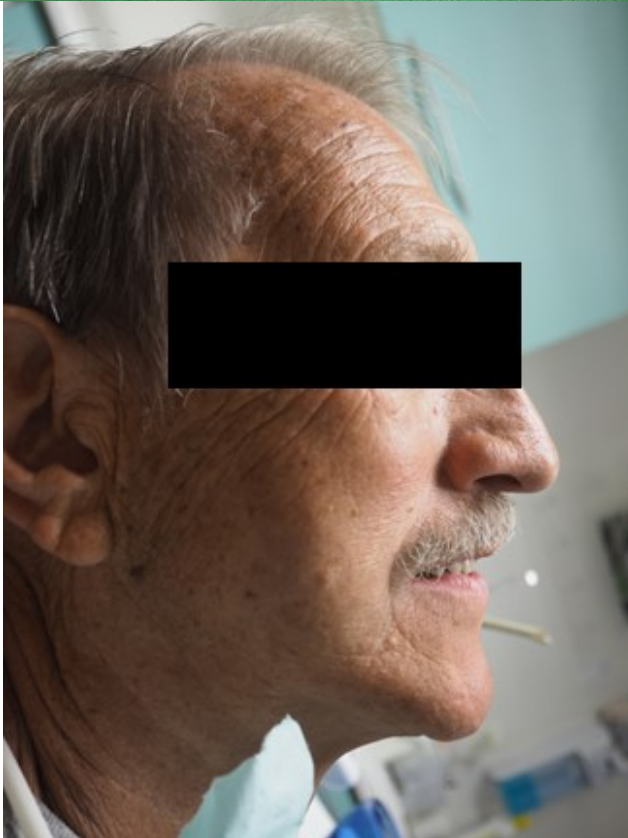
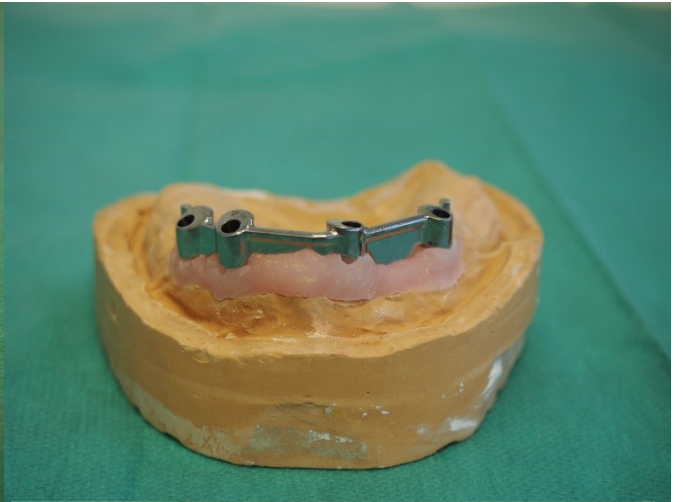
Obrázek 49. Model třmenu navržený v DentalCad programe s návrhem náhrady dle zkoušky plastového modelu náhrady.
Zdroj - autorka

5.4.12 Zkouška třmenu a zkouška voskového modelu náhrady

Po zhotovení třmenu je před definitivním zhotovením náhrady s kovovou výztuží nutné třmen i voskový model budoucí náhrady vyzkoušet v ústech pacienta (Obr. 50). Přesný pasivní dosed třmenu je po dotažení ověřen na i.o.RTG. Voskový model náhrady je zhotoven s pevnou bází ze světlem tuhnoucí pryskyřice (*Fino Tray Plates Pink, Fino GmbH, Bad Bocklet, Německo*), a to tak, aby co nejpřesněji dosedal na třmen a představoval co nejvěrnější kopii budoucího těla náhrady. Pro ještě lepší retenci byl na oblast třmenu mezi 11 a 23 aplikován plastový jezdec typu Ackermann (*Preci Vertex/Horix female yellow - 1802, Ceka Preci-Line, Alphadent Nv, Waregem, Belgie*). Zuby (*Vita Physiodens C2/D4, Vita s.r.o., Brno, Česká republika*) byly postavené v artikulátoru tak, aby odpovídaly postavení zubů tištěného plastového provizoria.

Při zkoušce voskového modelu náhrady postupujeme obdobně, jako tomu bylo u zkoušky tištěného provizoria:

1. Dosed, komfort pacienta s budoucí náhradou,
2. pacientova spokojenost s tím, jak bude náhrada vypadat, včetně barvy, tvaru a uspořádání zubů,
3. retence náhrady je hodnocena při vokalizaci hlásek f, v a s, při polykání a otevírání úst,
4. probíhá kontrola okluze a artikulace budoucí náhrady.





Obrázek 50. Vyfrézovaný třmen a voskový model náhrady s pryskyřičnou bází. Zkouška třmenu a voskového modelu náhrady v ústech pacienta. Zdroj - autorka

5.4.13 Zhotovení kovové výztuže náhrady a pryskyřičného těla náhrady

Před zhotovením samotné kovové výztuže definitivní náhrady jsou vykryty podsekřiviny na třmenu našroubovaném na pracovní model pomocí růžového vosku (*EW-extra plotýnkový vosk, Fertisol Kft., Budapešť, Maďarsko*). Na třmen jsou nasazeny dublovací matrice (*Preci-Horix Space maintainer - 1703, Ceka Preci-Line, Alphadent Nv, Waregem, Belgie*) a na offsetové attachmenty Vertex definitivní matrice (*Preci Vertex/Horix female yellow - 1802, Ceka Preci-Line, Alphadent Nv, Waregem, Belgie*). Dublováním pomocí silikonového materiálu (*HS- Z- Dupe silikon, Henry Schein Dental, Inc., Melville, NY, USA*) v dublovací kyvetě je zhotoven licí model ze zatmelovací hmoty (*Sheracast, Complete Dental s.r.o., Bystré, Česká republika*). Na licím modelu probíhá následně modelace voskového předtvaru kovové výztuže náhrady z modelovacího vosku (*Korunkový vosk modrý, Interdent, Celje, Slovinsko*) s použitím voskových předtvarů (*Voskové páskové retence s oválnými otvory, Interdent, Celje, Slovinsko*) a fóliového vosku (*Fóliový vosk licí hladký, Interdent, Celje, Slovinsko*).

Na voskový model byly následně z modelovacího vosku (*Korunkový vosk modrý, Interdent, Celje, Slovinsko*) vytvořené a následně přiadaptované retenční kuličky. Následně je po připojení vtokové soustavy předtvar výztuže odlit v licím kroužku z dentální slitiny na bázi kobaltu určené pro částečné snímatelné práce bez obsahu beryllia, kadmia, niklu a olova, typ 5 (*IMG-HE, Interdent, Celje, Slovinsko*).

Po odlití je výztuž náhrady odzkoušena na pracovním modelu s třmenem s pomocí okluzního spreje (*Okluzní sprej zelený, OmniDent GmbH, Rodgau, Německo*) a artikulačního papírku (*Artikulační papír 40µm, modročervený, Interdent, Celje, Slovinsko*) a po odpojení vtokové soustavy je výztuž opracována tvrdokovovými frézami a gumičkami. Na třmen a Vertex jsou nasazené jezdce a matrice (*Preci Vertex/Horix female yellow - 1802, Ceka Preci-Line, Alphadent Nv, Waregem, Belgie*), na které se dosadí kovová výztuž. Na její plochu přivrácenou k pryskyřičnému tělu náhrady je následně nanášena vrstva opaqueru (*Singnum opaque F, Kulzer GmbH, Hanau, Německo*), který se pro zvýšení vazby následně ještě opískuje a aplikuje se na něj vrstva silanu (*Silan-IT, Itena Clinical, Villepinte, Francie*).

Do výztuže jsou osazeny jezdce a matrice pro Vertex (*Preci Vertex/Horix female yellow - 1802, Ceka Preci-Line, Alphadent Nv, Waregem, Belgie*). Po obvodu třmenu je aplikován vosk a třmen je natřen vazelínou. Následně je na pracovní model aplikován alginátový

izolační roztok (*Isodent, SpofaDental a.s., Jičín, Česká republika*) působící jako separační médium a na třmen je nasazena výztuž s osazenými matricemi. Nejdříve je zasazen pracovní model s třmenem a výztuží do dolního dílu rebazovacího třmenu, na který je aplikovaná artikulační sádra (*Fino art stone, Fino GmbH, Bad Bocklet, Německo*) tak, aby byl v jeho centru. Na pracovní model je po zaschnutí sádry dosazen silikonový klíč, na jehož horní plochu je aplikována artikulační sádra a horní díl rebazovacího třmenu. Po zaschnutí sádry jsou do silikonového klíče (*Ormalab 75, Major Dental, Moncalieri, Itálie*) osazeny důsledně odmaštěné, opárované a na styčných plochách s tělem náhrady pro zvýšení retence s pryskyřicí opískované zuby odsouhlasené pacientem při poslední zkoušce voskového modelu náhrady.

Na sádrové plochy, které nejsou v přímém kontaktu s tělem příští náhrady, je opětovně nanesen separační médium-alginátový izolační roztok (*Isodent, SpofaDental a.s., Jičín, Česká republika*). Následně je do dutiny silikonového klíče nanášeno dvousložkové chemicky tuhnutí lící pryskyřičné těsto (*Futura Basic Cold, Complete Dental s.r.o., Bystré, Česká republika*) a na spodní díl rebazovacího třmenu je přiadaptován horní. Je zkontrolován jeho přesný dosed a třmen se následně postupně ručně dotahuje, přičemž zvyšováním tlaku jsou veškeré přebytky pryskyřičného těsta a vzduchové bubliny z budoucího těla náhrady odstraněny. Následuje neprodleně polymerace teplem a tlakem.

Po proběhlé polymeraci je z rebazovacího třmenu vyjmut pracovní model s novou náhradou a veškerá sádrová hmota použitá k retenci je z pracovního modelu i z náhrady důsledně odstraněna. Poté je pracovní model i s novou protézou zasazen do artikulátora a je provedena kontrola okluze a artikulace. Až pak je náhrada z pracovního modelu sejmuta, opracována a vyleštěna do vysokého lesku.

5.4.14 Odevzdání náhrady (*Obr. 51*)

Frézovaný třmen (*Obr. 52*) je našroubován na implantáty v ústech pacienta, přičemž okluzální šrouby jsou utaženy pomocí ráčny na 35 Ncm. Následuje nácvik nasazování a vyjímání náhrady z úst pacientem a poučení o ústní hygieně a péči o zubní náhradu. Po odevzdání náhrady se pacient dostavuje na první kontrolu po třech dnech, po týdnu, po třech měsících, a pak následují pravidelné recall-y v intervalu 6 měsíců. Toto je obecný recall program, který může být dle potřeb jednotlivého pacienta individualizován.



Obrázek 51. Hotová náhrada v ústech a mimo úst pacienta. Zdroj - autorka



Obrázek 52. Odevzdaný třímen v ústech pacienta. Zdroj - autorka

5.4 Biomechanika hybridních náhrad

5.4.1 Biokompatibilita

Výkon, v jehož průběhu dochází k implementaci organického nebo anorganického materiálu do lidského organismu, se nazývá implantace. U materiálů, které jsou v průběhu zákroku do živého organismu vpravovány, je nutné posoudit kromě chemických a mechanicko-fyzikálních vlastností i reakci organismu od molekulární po makroskopickou úroveň na implantovaný materiál, tj. jejich biologický účinek. Vzájemné působení mezi živou tkání a cizorodým materiálem nazýváme biokompatibilita. Za biokompatibilní označujeme materiál, který je schopný setrvat ve stavu nedestruktivním v živém prostředí. Klíčové je vzájemnou interakci mezi živou tkání a cizorodým materiálem posuzovat jako obousměrnou. To v praxi znamená, že jednak implantovaný materiál může být zasažený biologickým okolím, následkem čehož dochází k rozkladu a resorpci (biodegradaci), případně korozi, jednak organismus jako živé okolí může být ovlivněn implantovaným materiálem, což vede k hemolytickým nebo zánětlivým procesům, spouští imunitní reakce, případně má toxické, mutagenní nebo karcinogenní účinky. Reakce organismu přitom mohou být lokální, vzdálené nebo systémové.

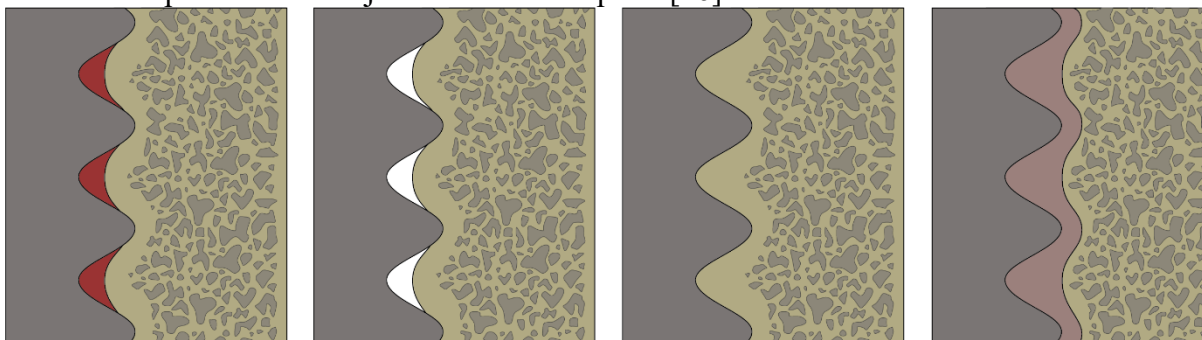
Přenos zátěže na přiléhající tkáň

Schopnost odpovědi kosti (jako živého materiálu na biomechanickou zátěž) se řídí Wolfovým transformačním zákonem (1892) [69], kdy v návaznosti na změny funkčních požadavků dochází k přestavbě vnitřní architektoniky kosti a následně druhotně i k alteraci zevního tvaru kosti. Odpověď okolní tkáně na implantát přitom v dentální implantologii mohou ovlivnit mechanické faktory typu relativní pohyb (tzv. mikropohyb), napětí a přidružené faktory lokalizované na povrchu implantátu. Mikropohyb má přitom vyjádřit situaci, kdy dochází k pohybu implantátu nebo ke změně jeho pozice vzhledem k přilehlým tkáním. Mikropohyb koreluje se vznikem fibrózní tkáně kolem implantátu, a to zejména v případě, když se tento pohyb objeví v brzké fázi hojení po implantaci, přičemž jako tolerovatelné se jeví mikropohyby do 50 mikronů [70].

5.4.2 Oseointegrace

Oseointegrací se v dentální implantologii rozumí funkční upevnění fixtury v alveolární kosti přímo, bez mezivrstvy vazivové tkáně. Fenomén přímého spojení obou struktur ve smyslu ankylotického ukotvení byl prvně popsán Bothem a kol. [71] v roce 1940 a později Leventhalem a kol. [72] v roce 1951. O něco později byl Per-Ingvarem Brånemarkem [73] zaveden výraz oseointegrace, přičemž toto ukotvení je dodnes považováno za nejspolehlivější stabilní formu ukotvení enoseálního implantátu (*Obr. 53*). Byl to právě Brånemark, který v dosažení oseointegrace vymyslel, vyvinul a testoval implantáty (s geometrií šroubu, zhotovené z čistého titanu), chirurgický protokol (pomalá preparace kosti, dvoufázová implantace) a příslušné protetické technologie [74]. Brånemarkův oseointegrační systém spočíval ve dvoufázové implantační metodě, která se snaží zabránit relativnímu pohybu fixtury s ohledem na tkáň bezprostředně související s povrchem implantátu v brzké fázi pooperačního hojení, což vede k blízké adaptaci kostěné tkáně (spíše než tkáně fibrózní) k povrchu fixtury. Při inzerci implantátu vzniká vždy tenká vrstva nekrotické tkáně v místě preparace. Tato nekrotická tkáň musí být během vhojovací fáze fyziologicky odstraněna a místo ní musí být vytvořena živá kost. Jakýkoli materiál, který není tělu vlastný je po vložení do tkáně živého organismu pokaždé buď odhojen a

eliminován, nebo biologicky integrován. Dlouhodobě kost reaguje v oblasti naléhající na implantát s ohledem na biomechanickou zátěž. Bránemarkovy dlouhodobé studie ukazují „laminizaci“ trabekulární kosti kolem namáhané fixtury [75]. Obdobně biomechanicky orientovaná přestavba kosti je žádoucí i v ortopedii [76].



Obrázek 53. Zleva: Stav po implantaci s vrstvou nekrotické tkáně (nekrotická tkáň červeně); nekrotická tkáň eliminována, počínající novotvorba kosti; úspěšná oseointegrace; fibrózní mezivrstva a neúspěšná oseointegrace. Zdroj - autorka

5.4.3 Faktory důležité pro úspěšnou oseointegraci

Materiál implantátů

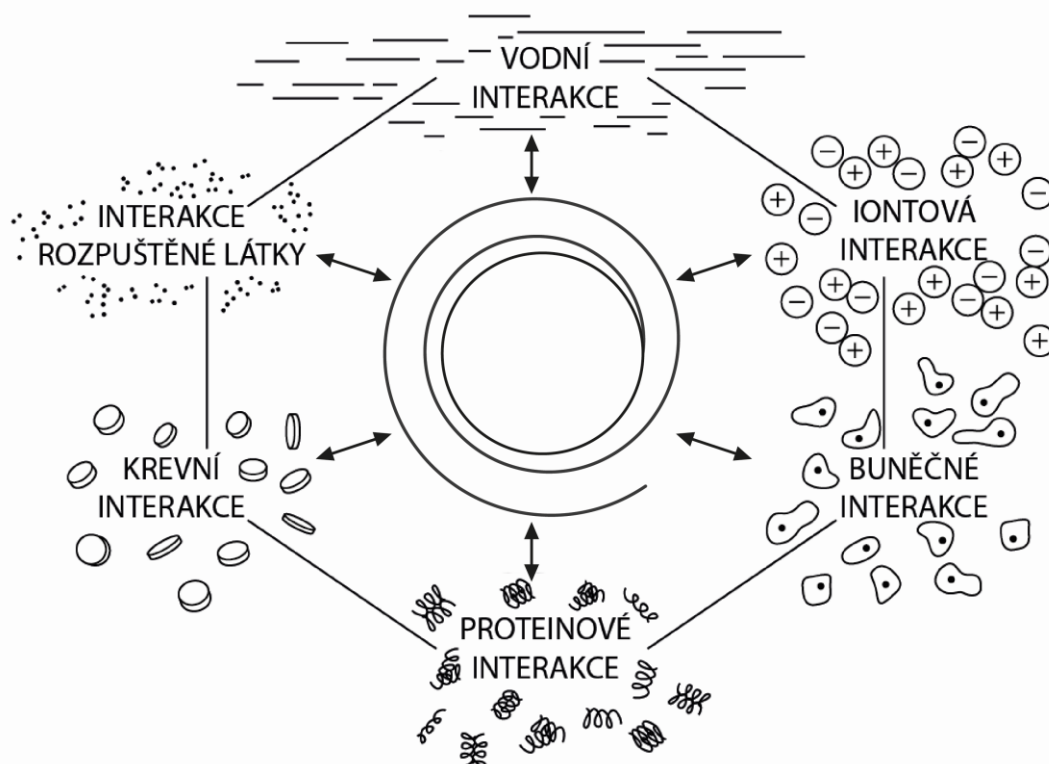
Pro přenos sil na rozhraní kost - implantát je klíčová elasticita biomateriálů. Čím více se hodnota Youngova modulu pružnosti kosti liší od hodnoty biomateriálu, tím větší smyková napětí na rozhraní kost – implantát vznikají. V důsledku toho je rozhraní více namáháno a může docházet k mikropohybům. Výsledná pružnost nebo poddajnost není dána pouze materiálem, ze kterého je implantát vyroben, ale ovlivněna je také jeho tvarem. Elastické chování implantátu lze tedy ovlivnit vhodnou volbou materiálu a tvaru implantátu.

Ze všech testovaných materiálů vyniká zejména titan, který je významný mnoha vlastnostmi [77]:

- Vysoká mechanická odolnost při nízké specifické hmotnosti,
- dobrá odolnost vůči korozi - v průběhu jedné milisekundy se v procesu pasivace pokrývá na povrchu 500-1000 nm silnou oxidovou vrstvou (TiO, TiO₂) a hybridů titanu, která je schopna zajistit bioinertnost povrchu, a i po opracování, vrstva se rychle obnovuje
- vysoká biokompatibilita díky oxidům jak ve smyslu lokálním, tak i ve vztahu k celému organismu.

K výrobě implantátů se používají technicky čisté titany, které obsahují i další prvky (uhlík, vodík, železo, dusík a kyslík) příznivě modifikující vlastnosti výsledné sloučeniny. Pokud je implantát jednou zhojený s kostí, vrstvička oxidů se dále pokrývá glykoproteinovou vrstvou a vrstvou z vápenaté tkáně.

V průběhu implantace, kdy je fixtura zavedena do chirurgicky předpřipravené štoly v kosti, je řada klíčových kritických faktorů, které souvisí s biomateriálovými a biologickými interakcemi (*Obr. 54*).



Obrázek 54. Řady biologických interakcí po implantaci cizorodého materiálu do živé tkáně. Zdroj - autorka

Z pohledu biologického jsou klíčové voda, ionty, makromolekuly, buňky a tkáňová reakce na implantovaný materiál, tj. zánětlivá reakce, hojící procesy a buněčné spojení na rozhraní s biomateriálovým povrchem. Na straně cizorodého materiálu je to pak jeho struktura a parametry, jako uvolňování produktů koroze, náboj povrchu a oxidační stabilita, kterou je třeba brát v úvahu [78,79].

Makronerovnosti

Na povrchu fixtury přítomné makro-nerovnosti typu závitů, fenestrací, pórů, zářezů, schůdků nebo jiných okem viditelných nerovností slouží k ukotvení mezi implantátem a kostí na makroskopické úrovni. Při velikosti pórů porózního systému s průměrem kolem 100 mikronů a jejich vzájemném propojení umožňuje přiměřenou vaskularizaci a mineralizaci, tudíž poskytuje podmínky vhodné pro vrůstání kosti [80]. Pokud ale v počáteční fázi hojení dojde k mikropohybům fixtury, k vrůstání kosti do nerovností nedojde, a na rozhraní implantátu a kosti se vytvoří fibrózní tkáň [81]. Tvar implantátů je různý (enoseální implantáty: válcové, čepelkové, diskové, transmandibulární, bikonkávní šrouby, třídimensionální), přičemž však implantát ve tvaru závitnice má hned dvě výhody: celková plocha pro osteointegraci narůstá a zároveň se mechanické namáhání rozkládá do přiléhající kosti. Závitěm je současně umožněno okamžité pevné ukotvení s prevencí mikropohybů, a tím i prevence vzniku vazivové mezivrstvy.

Mikronerovnosti

Jedná se o nerovnosti na povrchu implantátu na mikroskopické úrovni. Je jimi podpořena

vazba mezi povrchem fixtury a kostí, což následně umožní posílení schopnosti přenosu zátěže z povrchu implantátu na přilehlou kostní tkáň. V současnosti existuje řada technik, kterými lze dosáhnout požadovaného mikroreliefu. Úprava povrchu se dělí do dvou skupin: subtraktivní a aditivní.

Základem subtraktivní metody je odebrání a deformování povrchu materiálu. To může probíhat dvěma způsoby:

- První je mechanický, kdy se kupříkladu, nejčastěji v procesu tzv. kuličkování, mechanicky zpevňuje povrch, čímž se zlepšují jeho mechanické vlastnosti. V důsledku ostřelování povrchu implantátu abrazivními částicemi technikou hrubého pískování dochází k jeho plastické deformaci. Tím je dosaženo zrnité struktury s hrubostí 1,0-1,5 μm za současného nárůstu kontaktní plochy. Tento proces zároveň umožňuje odstranění třísek (zbytků po obrábění) a zacelení mikrotrhlin (budoucích koncentrátorů napětí). Rizikem této metody je snížení přesnosti závitů.
- Druhý způsob představuje leptání kyselinami, což nám umožní získat nerovnosti o velikosti 0,3-1,5 μm , přičemž riziko kontaminace povrchu implantátu je minimální.

Aditivní metoda pak obnáší nanášení vrstvy materiálu žadoucích vlastností, např. hydroxiapatitu (HA), případně titanových částic (TPS) obvykle o velikosti 0,01-0,05 mm, které se nanášejí plazmovým sprejováním při teplotě 20 000 °C, čímž se titanové částice prakticky přivaří k povrchu fixtury. Charakteristická pro povrchy s touto úpravou je nižší odolnost vůči korozi [82], a to zejména u povrchů s HA [83].

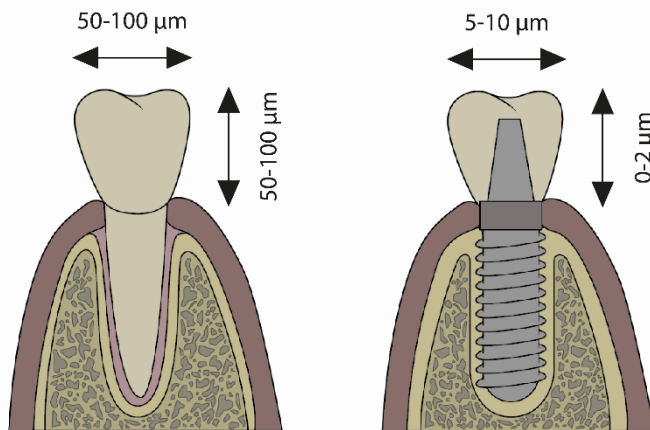
Co nejdokonalejší leštění částí implantátu, které přichází do kontaktu s pacientovou dutinou ústní, nám umožní snížit retenci plaku na minimum, a tím docílit redukce rizika vzniku bakteriální infekce v místě přechodu implantátu a kosti [82,84].

5.4.4 Biomechanika implantátů

Biomechanika je aplikovaná inženýrská mechanika (statistika, dynamika, síla materiálu a analýza napětí) jako řešení biologických problémů. Biomechanika úzce souvisí se stomatologií, protože jak zuby, tak i jejich protetické ekvivalenty vykonávají v průběhu mastikace biomechanické aktivity. V první řadě implantovaný materiál, ať už je jakýkoli (co se týče materiálu v užším slova smyslu nebo co do tvaru), bude v intraorálním prostředí vystaven žvýkací síle a momentu síly. Tato zátěž je citelná a implantát jí musí být schopen odolat bez poškození.

V druhé řadě musí být implantát podepřen v čelistech s ohledem na materiál, ze kterého je zhotovena suprastruktura, a na její tvarové vlastnosti. Dále bude implantát přenášet zátěž na tkáň, které jej bezprostředně obklopují, s čímž souvisí nutnost jejich tolerance k příslušné zátěži bez nepříznivé tkáňové odpovědi.

Úspěch zubních implantátů se odvíjí od provedení chirurgické fáze, kvality a kvantity kosti a designu implantátu, konkrétně jeho průměru a délky. Jelikož implantát po úspěšné oseointegraci nemá systém periodontálních vazů, které by působily jako nárazník, jsou veškeré síly přenášeny přímo na kost v bezprostřední blízkosti implantátu, kde dilatací a stlačením působí napěťové gradienty jednak na rozhraní fixtury a sekundárního dílu, jednak na okolní kost (*Obr. 55*).



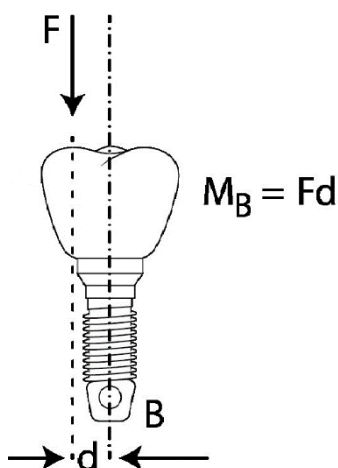
Obrázek 55. Rozdíl v pohyblivosti zubu se závěsným aparátem a osseointegrovaného implantátu. Zdroj - autorka

Kvůli absenci nervových zakončení v částech implantátu a v jejich bezprostředném okolí přitom může dojít ke vzniku přetížení implantátu - koncentraci stresu [85,86], kterou pacient nemůže přímo vnímat. Tato situace může vést až k mikrofrakturám na kontaktní ploše, resorpci kosti a ztrátě oseointegrace, která končí selháním léčby [87]. Proto se dlouhodobý úspěch odvíjí kromě důsledné dentální hygieny jako hlavní prevence selhání implantátu na podkladě bakteriálního zánětu i od prevence působení nevyrovnaných sil a jejich nepřiměřené velikosti působící na implantáty. Dlouhodobé studie potvrdily, že implantáty nesoucí hybridní náhradu mohou selhávat na podkladě ztráty oseointegrace i bez bakteriální infekce, a proto hrají biomechanické síly velice důležitou roli při dlouhodobém úspěchu [88]. Existuje asociace mezi nadměrnými a nevyváženými biomechanickými silami a ztrátou kosti v bezprostřední blízkosti implantátů [89].

Je prokázáno, že u nadměrného stresu přesahujícího patologickou zátěž nad 4000 microstrain¹ stres a tahové síly přesáhnou fyziologické limity a mohou vést ke mikrofrakturám na povrchu rozhraní implantátu a kosti a k následnému selhání implantátu, jeho fraktuře nebo uvolnění fixtury a resorpci kosti. Největší hodnoty tahových a tlakových sil má přitom kortikální kost. Tyto hodnoty jsou ve vertikálním směru největší a zároveň větší v oblasti molárů než v oblasti řezáků.

Normální lidská dentice je schopna odolat poměrně velkým silám. Maximální žvýkací síly jsou ve frontálním úseku cca 250 N a v postranním úseku mezi 500 až 750 N [90], přičemž muži jsou schopni vyvinout vyšší hodnoty žvýkacích sil. Fyziologické hodnoty žvýkacích sil jsou ale při mechanickém zpracování běžné potravy podstatně nižší, v průměru dosahují 20-70 N [91]. Pro náhrady podepřené implantáty byly vypočteny vertikální síly při sevření čelistí (closure forces) v rozmezí 42-412 N [92].

¹ Fyzikální vyjádření *deformace*: objemové změny se v technické praxi nejčastěji vyjadřují pomocí relativního (poměrného) délkového prodloužení ε , které vychází z Hookova zákona $\varepsilon = \Delta l / l_0$, kde Δl vyjadřuje změnu délky vzhledem k výchozímu rozměru a l_0 je výchozí rozměr. Relativní délkové prodloužení je bezrozměrnou veličinou, a rovná se změně délky v metrech na původní metr (m/m). V cizojazyčné literatuře se setkáváme často s veličinou $\mu\varepsilon$ nazývanou „microstrain“, která nabývá rozměru $\mu\text{m/m}$.



Jak síly žvýkací, tak i možné parafunkce vedou k vertikálním i horizontálním silám, které působí vedle axiálního zatížení i *krouticí moment*. Krouticí (točivý) moment je vyjádřením síly působící na bod vzdálený od osy otáčení. Fyzikálně jde o *moment síly* ($M=F \times d$). U implantátů nastává v případě, kdy jsou okluzní kontakty situované vně průřezu implantátu (*Obr. 56*) při náhradě jednotlivého zuba (nejvyšší incidence uvolnění a/nebo fraktura spojení abutment - šroub u náhrad jednotlivých zubů; nižší u snímatelných náhrad a nejnižší u fixních můstků [93]) nebo vně podpěrného polygonu při více spojených implantátech.

Obrázek 56. Moment síly M_B závislý od velikosti síly F a vzdálenosti d od místa jejího působení na implantát od osy otáčení. Zdroj - autorka.

Jeho hodnoty mohou dosahovat při rozměňování běžné potravy až 27 Ncm. Mimořádně vysoké hodnoty krouticích momentů (momentů sil) se objevují u fixtur s angulovanými abutmentmi anebo u implantátů, jejichž dlouhá osa se odchyluje o 90° od okluzní plochy [94]. Použití anulovaných abutmentů přitom nepředstavuje vyšší riziko mechanických potíží [95], proto je ve fázi plánování možné zvážit zavedení fixtur do kosti tam, kde lze dosáhnout jejich primární stability dostatečnou nabídkou kosti i na úkor vychýlení jejich osy, přičemž ale musíme jejich spojením s dalšími implantáty za pomoci suprakonstrukce snížit jejich pohybové zatížení [96].

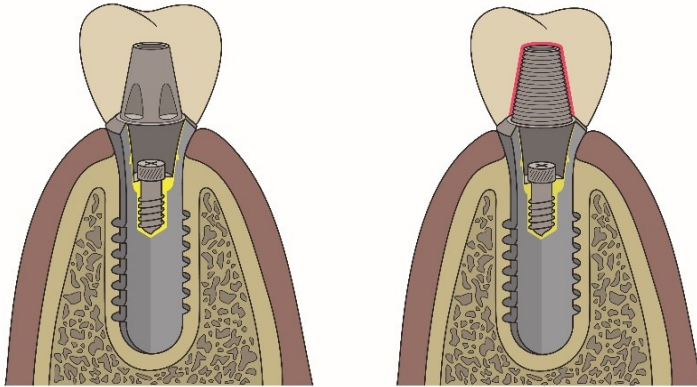
Rozložení žvýkací síly může být příznivě ovlivněno počtem, pozicí nebo průměrem jednotlivých implantátů. Důležitost je o to vyšší u případů chabé kvality, omezeného objemu kosti a případné systémové choroby.

Sblokování implantátů

Vznik krouticích momentů sil je možné redukovat spojením více než tří implantátů do tzv. opěrného polygonu. Přitom platí, že s rostoucím počtem implantátů (a zvětšujícím se opěrným polygonem) lze lépe předcházet působení nepříznivých sil na jednotlivé implantáty. U příznivého rozložení žvýkacích sil na blok implantátů lze dosáhnout až 1000% zlepšení zatížení kosti oproti samostatně stojícím implantátům [97].

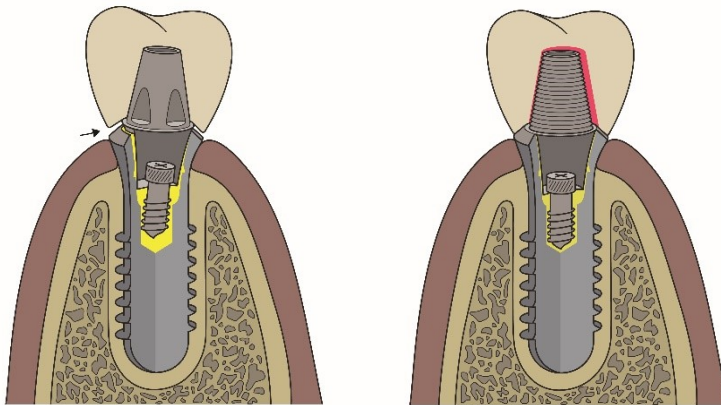
Spojení jednotlivých fixtur přitom může být primární (pomocí třmenů, šroubovaných nebo cementovaných suprakonstrukcí) nebo sekundární (teleskopy, axiální zásuvné spoje nebo magnety).

Klíčové při spojení implantátů je přitom dosazení suprakonstrukce bez napětí. Vzhledem k *pasivně přesému* odlitku se podmíněně snímatelné a cementované suprakonstrukce chovají obdobně (*Obr. 57*).



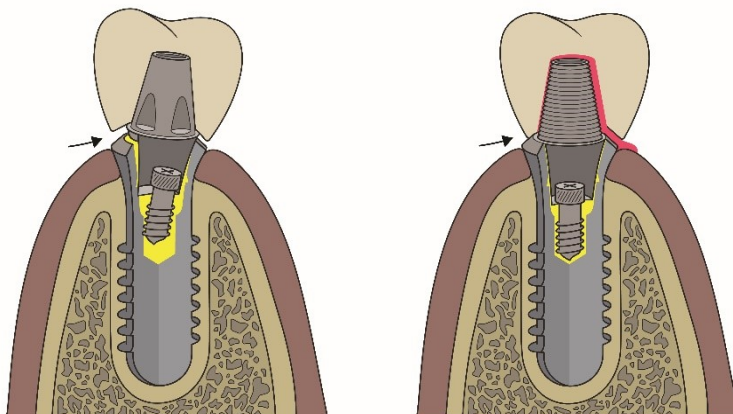
Obrázek 57. Pasivně přesný dosed. Vlevo šroubovaná varianta. Vpravo cementovaná varianta - cement červeně. Zdroj - autorka.

U ne tak přesných odlitků však nacházíme významné rozdíly mezi oběma způsoby upevnění suprakonstrukce, které se odvíjí od stupně nepřesnosti. U cementované práce je mezi abutmentem a korunkou prostor pro fixační cement, který umožňuje *malou diskrepanci* vyrovnat. Fixační šroubek podmíněně snímatelné konstrukce selhává (**Obr. 58**).



Obrázek 58. Mírná nepřesnost v dosedu suprakonstrukce. Vlevo šroubovaná varianta-šipka ukazuje směr působení momentu síly. Vpravo cementovaná varianta-nepřesnost kompenzována cementem. Zdroj- autorka.

U *výraznějších nepřesností* ale ani tato fisura nestačí ke kompenzaci nepřesností a vzniklý moment se přenáší přes abutment až k oseointegrovanému povrchu implantátu a může stát za ztrátou oseointegrace. Podmíněně snímatelná suprakonstrukce se bude chovat stejně (**Obr. 59**).



Obrázek 59. Nepřesná suprakonstrukce. Selhávají obě varianty. Vlevo šroubovaná varianta; v pravo cementovaná varianta. Zdroj - autorka.

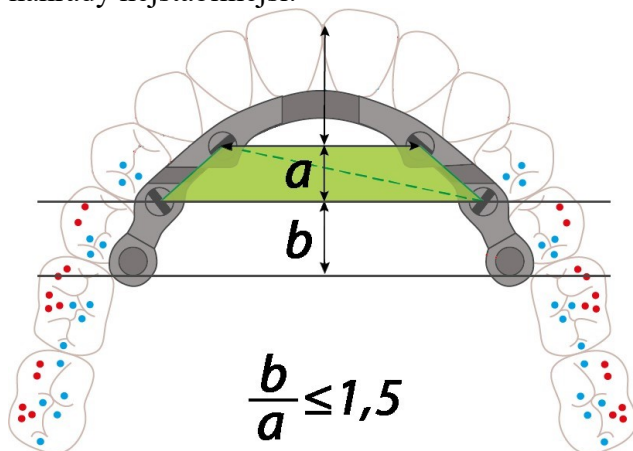
Zejména u šroubovaných konstrukcí (jak můstků, tak třmenů) se při nepřesnosti dosazení vyskytuje tahové a tlakové napětí, které může být ještě zesíleno pákovým působením. Na rozdíl od zubu nelze od nepohyblivého implantátu očekávat kompenzaci ortodontickým posunem. Proto i nepatrné diskrepance podmíněné výrobou suprakonstrukce dávají za vznik nebezpečným momentům. Abychom této situaci předešli a výsledkem byla co nejpřesnější sedící suprakonstrukce, doporučuje se dodržovat zavedené a ověřené postupy při její výrobě (otevřená otiskovací metoda, intraorálně spojené otiskovací pilíře za pomoci Pattern-Resinu [98]), případně slení komponent suprastruktury a tmelení přímo v ústech pacienta [99].

Stabilita náhrady je určena poměrem míry zátěže kladené na náhradu a schopností kotevnic prvků náhrady ji při tomto zatížení stabilizovat. Tento poměr lze vyjádřit poměrem tzv. kotevního pole k tzv. poli zátěže (*Obr. 60*). Kotevní pole vytváří spojnice kotevnic prvků, pole zátěže je vymezeno spojnicí nahrazovaných zubů. Zátěžové pole náhrady je při své funkci vystaveno silám, které mají tendenci náhradu dislokovat a páčit. Kotevní prvky, které vymezují kotevní pole náhrady, musí účinek těchto sil blokovat. Kotevní pole i pole zátěže na sebe navzájem působí na principu dvouramenné páky.

Obě pole se stýkají v ose otáčení, kolem které je náhrada při funkci páčena. Os, kolem kterých dochází k páčení náhrad, může být u těžké náhrady i několik. Osy mohou prakticky probíhat ve všech směrech (převážně v horizontální rovině, u bodového kotvení však i vertikálně). Osa může probíhat jedním kotevním bodem (jako je tomu u bodového kotvení), nebo jí tvoří (častěji) spojnice dvou kotevnic bodů (jako je tomu u lineárního kotvení). U plošného kotvení se osou momentálního otáčení může stát spojnice kterýchkoli dvou kotevnic prvků podle momentálního zatížení náhrady.

Stabilita náhrady je tedy určena poměrem silových momentů ($M = F \times d$) na straně zátěže a na straně ukotvení. Rameno páky na straně zátěže působí ve smyslu destabilizace náhrady, proti němu pak působí recipročně rameno páky na straně kotvení. Nejmenší stabilitu vykazují náhrady, kde pole zátěže převládá nad polem kotevním, jako je tomu u bodového nebo lineárního kotvení. U kotvení plošného je stabilita náhrady větší. Nejnestabilnější jsou náhrady, u kterých pole kotevní (a tudíž retenční rameno páky) převládá nad plochou pole zátěže (a tudíž zátěžového ramene páky). V případech, kdy se dokonce

nalézá pole zátěže uvnitř plochy pole kotevního, nebo se s ním alespoň kryje, je délka ramene pomyslné páky rovna nule, a tudíž i páčivý moment síly je nulový. Proto jsou tyto náhrady nejstabilnější.



Obrázek 60. Kotevní pole zeleně. Délka konzol distálně je menší nebo rovna 1,5 násobku poměru spojnice zadních a předních implantátů. Zdroj - autorka

6 Experimentální část

6.1 Porovnání biomechanických vlastností modelů hybridní náhrady s redukováným patrem podepřené implantáty spojenými třmenem vs. opatřené axiálními zásuvnými spoji

6.1.1 Cíle

Cílem experimentální části bylo poskytnout přesnější a spolehlivější pohled na biomechanické vlastnosti hybridních náhrad podepřené implantáty. Nulová hypotéza přitom předpokládala, že třmenová konstrukce bude vykazovat lepší biomechanické vlastnosti ve srovnání s axiálními zásuvnými spoji.

6.1.2 Metodika

Numerický přístup redukce komplexních problémů na ucelenou soustavu algebraických rovnic, a tím získání přehledu o chování daného systému, se nazývá metoda konečných prvků, neboli „Finite Element Method (FEM)“. Uplatňuje se zejména při analýze problematiky složité geometrie a numerických řešení mimořádně složitých problémů s napětím a je založena na podkladě analýzy konečných prvků (Finite Element Analysis-FEA) [100]. Ke studiu napětí a deformace ve stomatologických implantátech byla analýza konečných prvků použita mnohokrát [101]. Ačkoli mnoho analýz s použitím metody konečných prvků předpokládá, že kostní tkáň je lineárně pružná, izotropní a homogenní, tyto předpoklady přesně neodrážejí komplexní povahu skutečné kostní tkáně [102]. S pokrokem ve vývoji a dostupnosti třídídimensionálních (3D) zobrazovacích technologií je možné na podkladě kvantitativní počítačové tomografie (QCT) s přesností rekonstruovat čelistní kost a pomocí QCT/FEA (Quantitative Computed Tomography-Based Finite Element Analysis) analyzovat distribuci napětí na rozhraní implantát - kost.

Cílem této studie bylo porovnat rozložení napětí v čelistní kosti a zubních implantátech u hybridní náhrady podepřené implantáty s redukováným patrem jak v situaci s použitím třmenu, tak i při použití axiálních zásuvných spojů charakteru lokátorů pomocí 3D FEA. Právě díky použití 3D zobrazení a QCT/FEA je možné co nejvěrněji imitovat charakter skutečné kosti a tím poskytnout simulaci chování rozhraní implantát - kost blízkí se co nejvíce skutečnosti [103].

Pro analýzy byl použit software Mechanical Finder v12.0. (RCCM, Japonsko) [104]. Tento software provádí QCT/FEA analýzy na řezaných obrazových datech, jako jsou CT nebo rentgenové skeny. QCT/FEA umožňuje plně nehomogenní analýzy, kdy každý voxel (nebo prvek v modelu FEM) extrahovaný z rozsahu zájmu v nařezaných datech má jedinečné materiálové vlastnosti založené na kvalitě kosti jednotlivých pacientů. To představuje velký pokrok oproti jiným konvenčním metodám modelování, kde je kost obvykle reprezentována dvoufázovým modelem (spongiózní a kortikální kosti). V této studii byla čelist pacienta rekonstruována z 3D rentgenového skenu a byly analyzovány 2 geometrické varianty implantátů.

Celkový počet uzlů, skořepin a elementů u modelů s třmenem a axiálními zásuvnými spoji je uveden v [Tab. 3](#).

	Model s třmenem	Model s axiálními zásuvnými spoji
Počet uzlů	897377	739654
Počet skořepin	358648	290490
Počet elementů	4923388	4038705

Tabulka 3. Celkový počet uzlů, skořepin a elementů obou modelů. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

V obou modelovaných variantách bylo zatížení rozděleno do 3 zatěžovacích stavů. Jednotlivé stavy byly modelovány s ohledem na lokalizaci implantátů tak, aby co nejdříveji imitovaly situace při zpracování potravy se směrem a intenzitou působících potenciálních žvýkacích sil odvíjejících se od lokalizace fixtur v horní čelisti pacienta. Prvním z nich je frontální oblast (oba řezáky zubní náhrady) se zatěžovací silou 150 N se šikmou složkou síly nastavenou v bukálním směru se sklonem 35°. Druhý a třetí byly umístěny v distálních oblastech (oba moláry a první levý premolár). Simulovaná kousací síla působící na molár měla šikmou složku s mnohem menším bukálním sklonem než ve frontální oblasti (5°) a zatěžující síla byla nastavena na 600 N. V oblasti premoláru byl směr výhradně vertikální a zatěžující síla byla nastavena na 600 N. Pro porovnání obou modelů na snímcích obsahujících výsledky analýzy byly horní a dolní hranice barevného pruhu normalizovány.

Vlastnosti materiálu byly naprosto stejné jak u třmenové náhrady, tak i u alternativy s axiálními zásuvnými spoji. Díky použití materiálu PEEK pro výrobu protézy nebyla ani u jedné z alternativ nutná kovová výztuž.

Obě simulace byly provedeny na osobním počítači s 64 GB paměti DDR4 3200 MHz RAM a procesorem Ryzen 7 5800x.

6.1.3 Materiály

Tato studie byla provedena na Fakultě stavební ČVUT v Praze ve spolupráci se Stomatologickou klinikou LF UK v Plzni. Pro tuto studii byl vybrán 76letý muž po operaci srdce a s kardiostimulátorem v anamnéze a s dostatečnou dexteritou.

Linie rtu byla vysoká (pacient měl výrazně viditelné zuby při úsměvu, zkouška voskového modelu náhrady je zobrazena na [Obr. 61](#)) a vzhledem k pokročilé resorbci alveolárního výběžku byla opora rtu nezbytná. Byl přítomen bukální sklon zbytkového alveolárního hřebene ([Obr. 62](#)) a vzdálenost mezi zbytkovým hřebenem a incizálním okrajem dolních řezáků byla větší než 1,5 cm. Byly tedy splněny extraorální i intraorální požadavky na hybridní náhradu nesenou implantáty v horní čelisti [5]. Nedostatečná kost v distálních oblastech při dostatečném množství kosti ve frontální oblasti předurčovala pacienta k anteriornímu konceptu s implantací ve frontálním úseku.

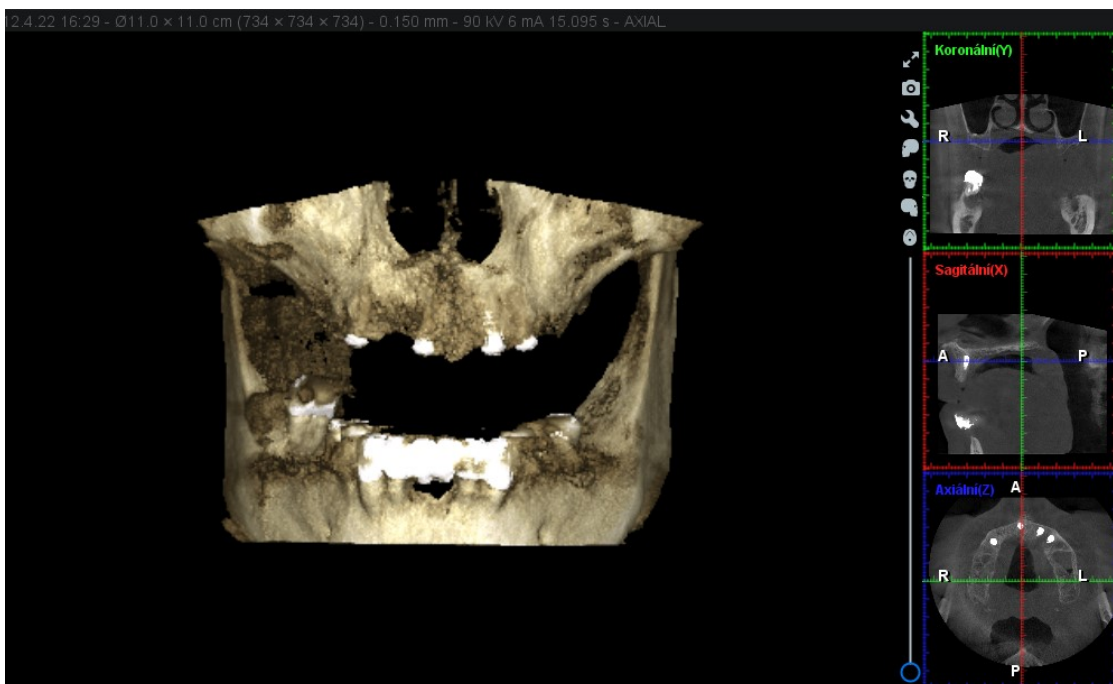


Obrázek 61. Zkouška voskového modelu náhrady - viditelné zuby při úsměvu. Zdroj - autorka



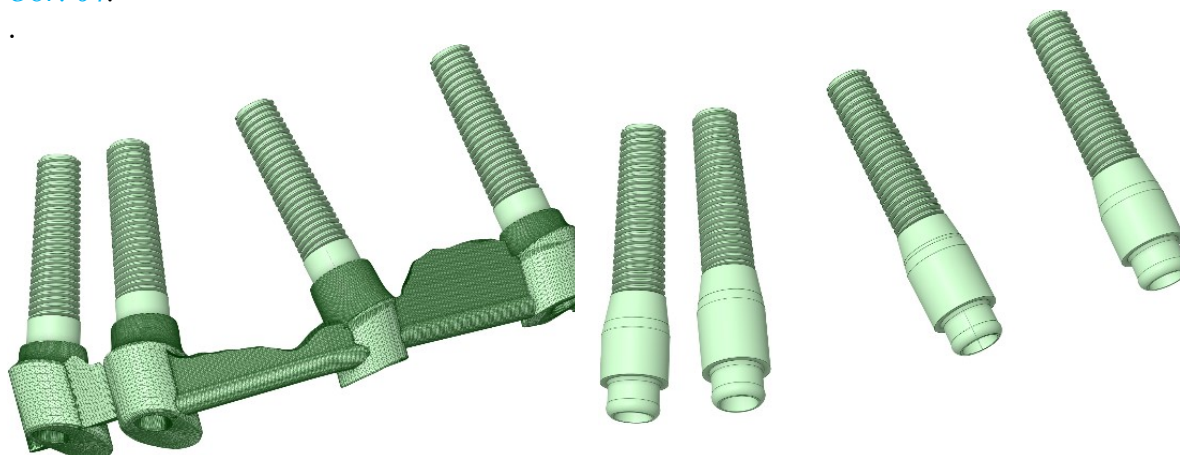
Obrázek 62. Bukální sklon zbytkového alveolárního hřebene. Zdroj - autorka

Cylindrické implantáty od výrobce Straumann (SLA RN SP Roxolid®) byly implantovány do míst s nejhojnější nabídkou kosti, a to následovně: místo horního pravého prvního premoláru (průměr 4,8 mm a délka 14 mm), horního pravého středního řezáku (průměr 3,3 mm a délka 12 mm), horního levého laterálního řezáku (průměr 4,1 mm a délka 12 mm) a horního levého prvního premoláru (průměr 4,1 mm a délka 12 mm). Na 3D rentgenových snímcích pořízených přístrojem Planmeca ProMax®3D Classic je vidět umístění zubních implantátů a přítomná kost (*Obr. 63*).



Obrázek 63. 3D rentgenové snímky získané pomocí přístroje Planmeca ProMax®3D Classic. Zdroj - autorka

Metodou použitou k analýze 3D rentgenových snímků získaných přístrojem Planmeca ProMax®3D Classic s využitím zobrazovací techniky Romexis®3D pro pacienta byla QCT/FEA. 3D rentgenové snímky, poloha implantátů, jejich tvar a umístění byly modelovány na základě údajů pacienta. Analyzované varianty implantátů jsou vidět na Obr. 64.



Obrázek 64. Dvě analyzované varianty sestavy implantátů. Vlevo - třmenová varianta, vpravo - varianta s axiálními zásuvnými spoji typu lokátorů. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek.

Model zahrnoval spongiózní a kortikální kost. Kompletní konstrukce náhrady a abutmenty (lokátorové abutmenty LOCATOR® abutments) u varianty s axiálními zásuvnými spoji a Haderův třmen s distálně umístěnými Vertix attachmenty (PRECI-VERTIX®) u třmenové varianty) byly navrženy v zubní laboratoři pomocí programu Exocad Dental CAD (Exocad GmbH Darmstadt, Německo). Zubní náhrada byla navržena s redukováným patrem. Materiálem zubní náhrady (včetně zubů) byl PEEK (polyetheretherketon). Vlastnosti materiálů jsou uvedeny v Tab. 4:

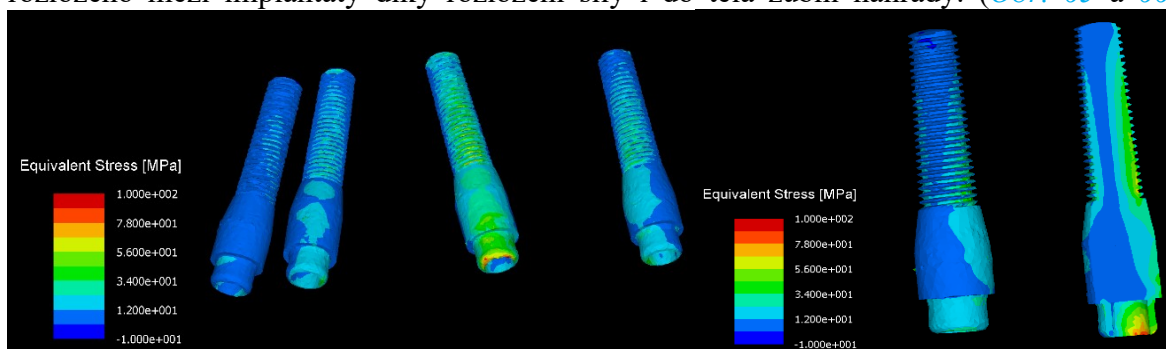
Materiál	Youngův Modul pružnosti (MPa)	Poissonova konstanta	Odkazy
Zubní implantáty, třmen a lokátory	108854	0.28	[104]
Kortikální a spongiozní kost	QCT/FEA	0.4	[105]
Náhrada (PEEK)*	3727	0.4	[106]

Tabulka 4. Materiálové vlastnosti různých komponent použitých ve studii. * Hodnoty poskytnuté výrobcem. Zdroj - autorka

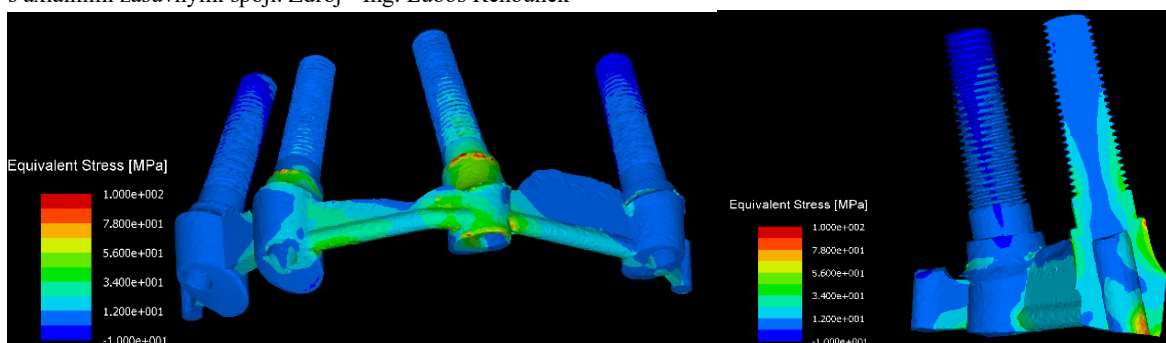
6.1.4 Výsledky

Srovnání rozložení napětí mezi třmenovým modelem a modelem s axiálními zásuvnými spoji u implantátů:

V prvním zátěžovém stavu s působením síly ve frontální oblasti (oba řezáky protězy, zatěžovací síla 150 N se šikmou složkou síly nastavenou v bukálním směru) bylo rozložení napětí u obou variant podobné a ekvivalentní napětí nevykazovalo mezi oběma variantami mnoho rozdílů. Dokonce i u varianty s axiálními zásuvnými spoji bylo zatížení dobře rozloženo mezi implantáty díky rozložení síly i do těla zubní náhrady. (Obr. 65 a 66)

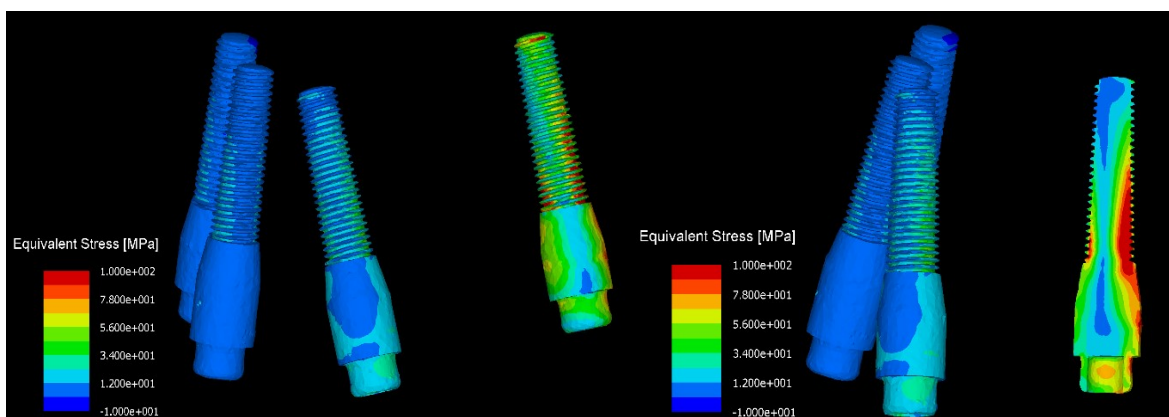


Obrázek 65. Rozložení napětí v zubních implantátech, zatížení působící ve frontální oblasti (oba řezáky), varianta s axiálními zásuvnými spoji. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

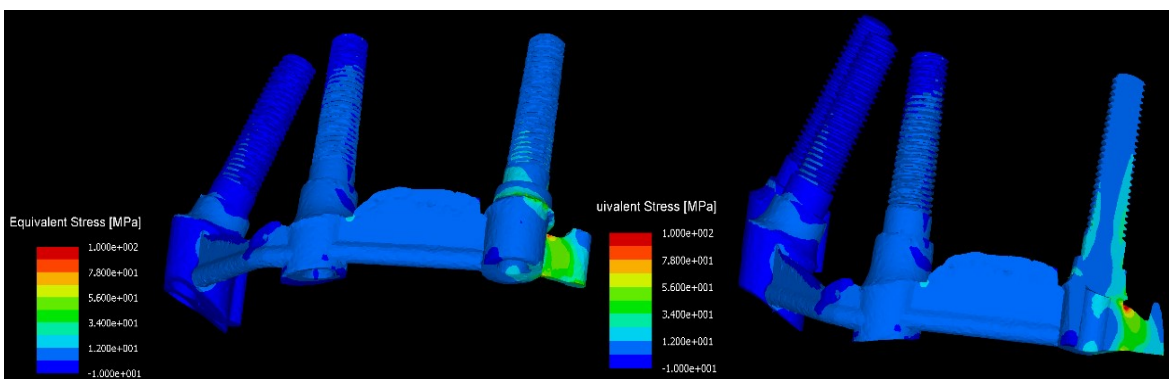


Obrázek 66. Rozložení napětí v zubních implantátech, zatížení působící ve frontální oblasti (oba řezáky), třmenová varianta. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

Při zatížení v oblasti stoliček (šikmá složka se sklonem 5°) a zatěžovací síle 600 N však třmenová varianta vykazovala naproti variantě s axiálními zásuvnými spoji dobrou odolnost proti ohybu. U axiální varianty se většina zatížení projektovala do implantátu v místě premoláru. (Obr. 67 a 68).

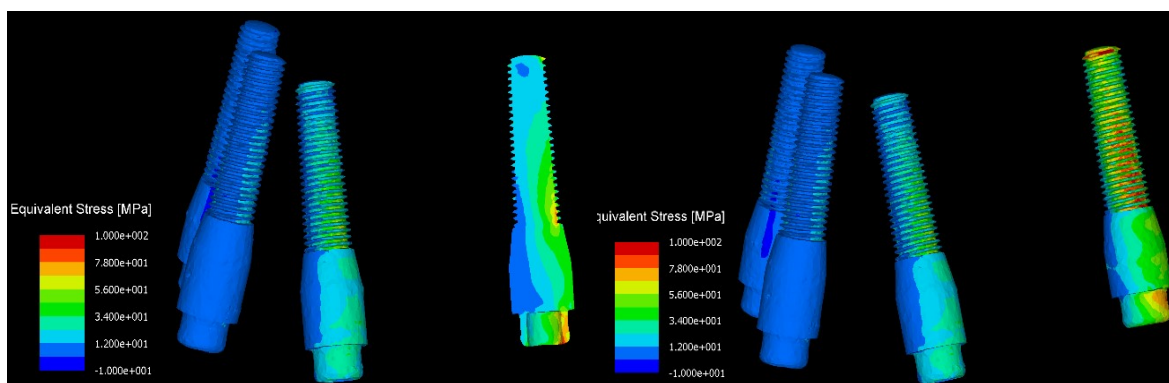


Obrázek 67. Rozložení napětí v zubních implantátech, zatížení působící v distální oblasti (oba moláry), varianta s axiálními zásuvnými spoji. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

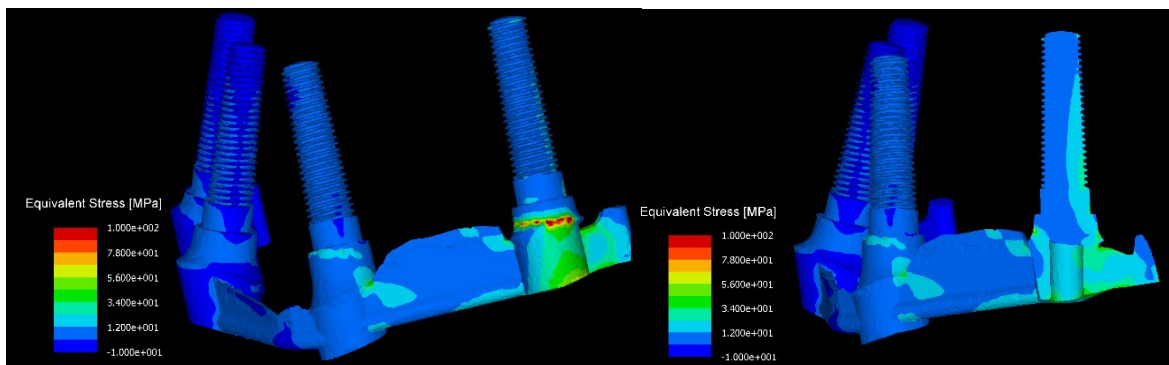


Obrázek 68. Rozložení napětí v zubních implantátech, zatížení působící v distální oblasti (oba moláry), třmenová varianta. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

U síly působící na první premolár (směr výhradně vertikální, se zatěžovací silou nastavenou na 600 N) nebyly rozdíly v rozložení napětí mezi variantou se třmenem a variantou s axiálními zásuvnými spoji významné. Zatížení bylo přenášeno do těla implantátu umístěného přímo pod prvním premolárem, takže vliv ohybu byl eliminován. Proto třmen pomáhal pouze částečně. Rozložení zátěže bylo usnadněno také prostřednictvím těla náhrady, což snížilo rozdíly mezi oběma variantami. (*Obr. 69 a 70*).

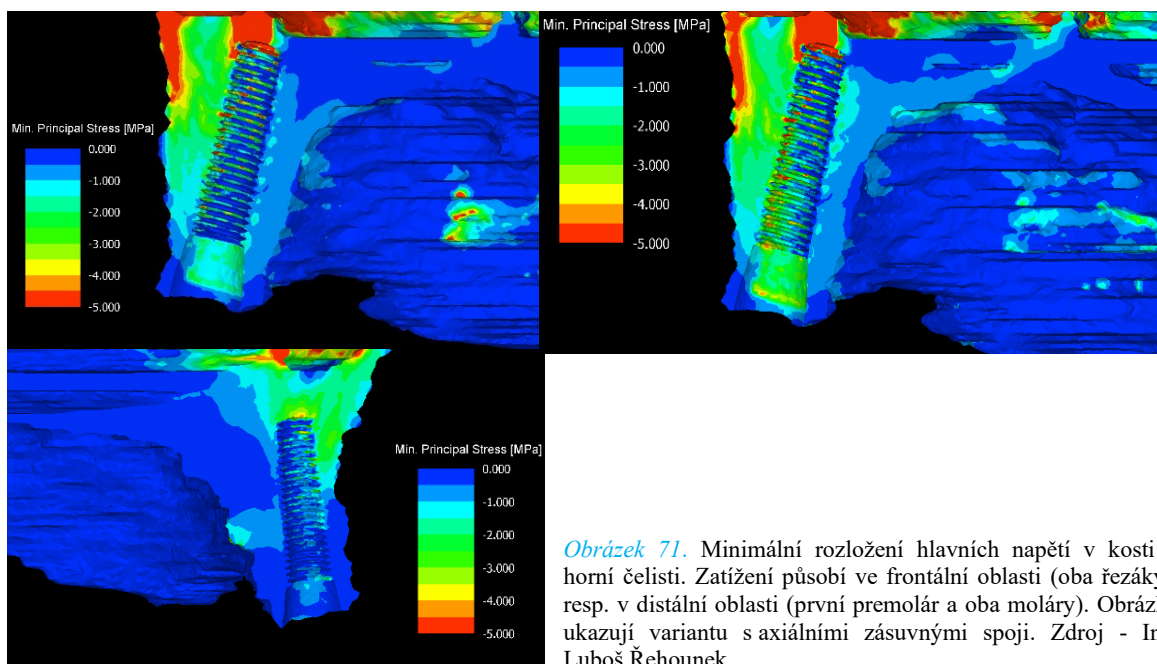


Obrázek 69. Rozložení napětí v zubních implantátech, zatížení působící v distální oblasti (premolár), varianta s axiálními zásuvnými spoji. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek



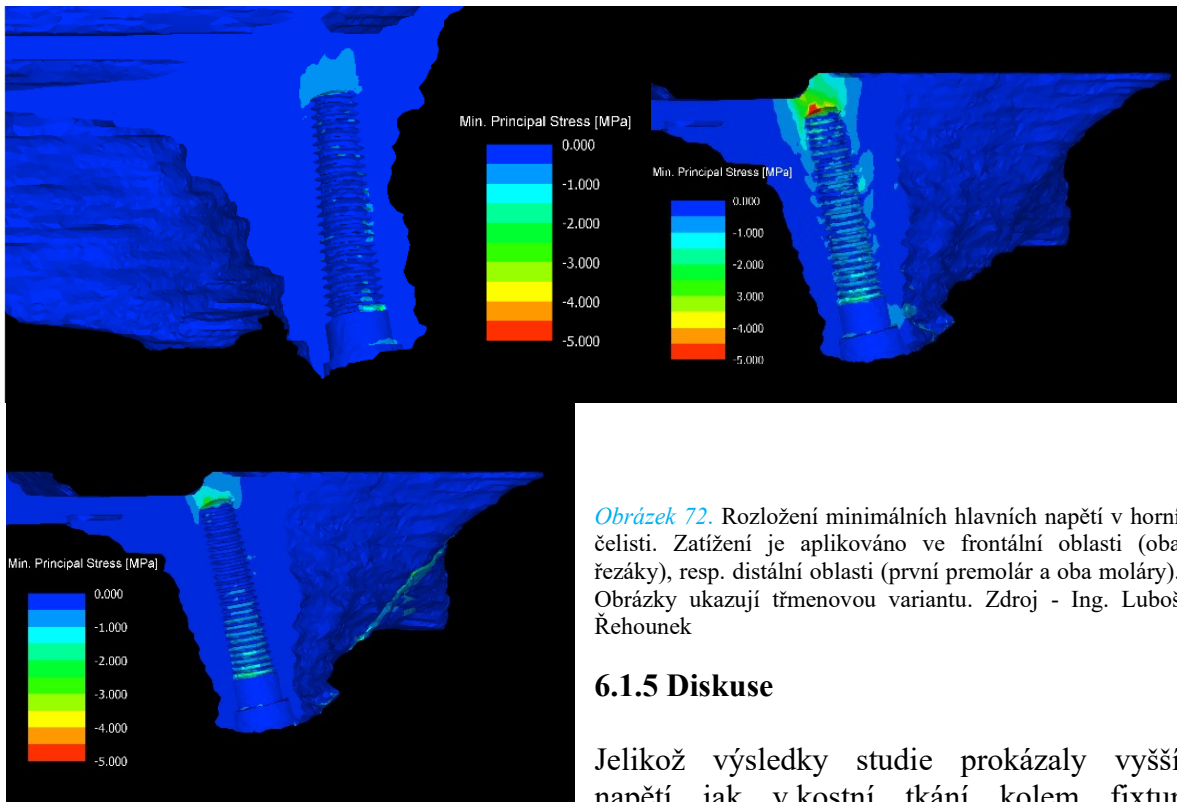
Obrázek 70. Rozložení napětí v zubních implantátech, zatížení působící v distální oblasti (premolár), třmenová varianta. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

Srovnání rozložení napětí u modelů s třmenem a axiálními zásuvnými spoji v horní čelisti: Rozdíly v rozložení minimálního hlavního napětí, které bylo zvoleno pro hodnocení kosti, však byly signifikantnější. Ve variantě s axiálními zásuvnými spoji byly rigidní implantáty (které samy o sobě poměrně dobře odolávají zatížení) zatlačeny do kosti, což vedlo ke kumulaci tlakového napětí v kosti v oblasti vrcholů implantátů. Tento efekt byl výraznější v distální oblasti při zatížení premolárů a molárů zubní náhrady. (*Obr. 71*).



Obrázek 71. Minimální rozložení hlavních napětí v kosti v horní čelisti. Zatížení působí ve frontální oblasti (oba řezáky), resp. v distální oblasti (první premolár a oba moláry). Obrázky ukazují variantu s axiálními zásuvnými spoji. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

U třmenové varianty bylo nadměrnému posunu implantátu zabráněno jejich spojením třmenem. Tlaková napětí jsou zdatelně menší ve všech oblastech, kde bylo aplikováno zatížení, a byla lokalizována v oblasti blízké ose implantátu. (*Obr. 72*).



Obrázek 72. Rozložení minimálních hlavních napětí v horní čelisti. Zatížení je aplikováno ve frontální oblasti (oba řezáky), resp. distální oblasti (první premolár a oba moláry). Obrázky ukazují třmenovou variantu. Zdroj - Ing. Luboš Řehounek

6.1.5 Diskuse

Jelikož výsledky studie prokázaly vyšší napětí jak v kostní tkáni kolem fixtur implantátů, tak i v samotných implantátech u varianty s axiálními zásuvnými spoji, nulová hypotéza předpokládající nižší napětí u třmenové varianty se potvrdila.

Síly, které působí na zubní náhradu, se během žvýkacího procesu nijak nezmenšují, ale jsou dále distribuovány prostřednictvím komplexu náhrada - implantát na okolité tkáň. U fixních náhrad podepřených implantáty byl pozitivní biomechanický efekt spojení implantátů do bloku prokázán již mnohokrát [107-109]. Spojením implantátů dochází ke zvětšení funkční opěrné plochy a nárůstu předozadního prostoru, který je lépe schopen odolávat bočnímu zatížení, čímž se zmenšuje resorpce kosti v okolí implantátů, snižuje se riziko fraktury protetických komponent a uvolnění jak cementovaných, tak šroubovaných prací [107].

U hybridních náhrad se výsledky jednotlivých studií často různí.

V dolní čelisti Tabata a kol. [110], kteří na základě FEA porovnávali rozložení napětí v dolní čelisti při použití třmenů a axiálních zásuvných spojů typu O-ring u hybridní náhrady, shledali třmenovou náhradu biomechanicky nadřazenou. V prospektivní klinické studii Jofre a kol. [111], kde současně provedli FEA varianty s kulovými attachmenty a třmenové hybridní náhrady podepřené miniimplantáty, bylo napětí u varianty s axiálními zásuvnými spoji víc než dvojnásobné oproti variantě s třmenem (-118,0 vs. -56,8 MPa). Po dvou letech ve funkci vykazovaly kulové attachmenty výrazně vyšší celkovou prevalenci vertikálního úbytku kosti. Vafei a kol. [112] obdobně dospěli k závěru, že třmenová náhrada vykazovala nižší napětí a míru deformace nežli náhrada s kulovými attachmenty, a to zejména při protruzním pohybu. Při laterotruzi byly na tom obě varianty, co se týče napětí, podobně. K zcela odlišným výsledkům ale dospěli Barão a kol. [113], kde na základě FEA O-ring attachmenty vykazovaly lepší rozložení napětí a nižší maximální hodnoty než třmen. Tato zjištění byla připsána deformaci dolní čelisti při zatížení, které vytváří torzi v její centrální části, přičemž varianta s axiálními zásuvnými spoji byla schopna se deformaci přizpůsobit a rigidní varianta s třmenem nikoli. Podobné byly

i výsledky studie Menicucci a kol. [114], kde udávali deformaci dolní čelisti při žvýkání do souvislosti s vyšším peri-implantátovým kostním napětím při použití třmene.

Existuje poměrně málo studií zaměřených na biomechaniku hybridních náhrady podepřených implantáty v horní čelisti, a i ty poskytují často protichůdné výsledky. K závěru podobnému výsledkům této studie se blíží kupříkladu studie využívající 3D FEA, kterou provedli Geramy a kol. [115]. Obdobně i Javaid a kol. [116] shledali na základě FEA třmen oproti axiálním zásuvným spojům jako alternativu s nižším napětím v horní čelisti. Při zkoumání vlivu rozsahu překrytí patra tělem náhrady na rozložení napětí Kim a kol [117] plně překrytí patra považovali za lepší alternativu z hlediska distribuce napětí a zároveň upřednostňovali použití Hadera třmenu před frézovaným. Naopak Fernandez a kol. [118] nezjistili žádný významný rozdíl při axiálním zatížení fixtur implantátů u varianty s redukováným patrem a s plným palatinálním krytím. Při neaxiálním zatížení použití třmenu vedlo ke snížení napětí ve všech místech kromě frontálního úseku.

Životnost implantátů je v některých literárních přehledech uváděna vyšší pro třmenové náhrady oproti náhradám s axiálními zásuvnými spoji [119, 120]. Naproti tomu Leão a kol. [121] ve svém systematickém přehledu a metaanalýze z roku 2018 neshledali rozdíl při použití třmenů a axiálních zásuvných spojů. Ze stejného roku pochází i studie Di Francesco a kol. [37], která podobně jako předchozí nenašla statisticky významný rozdíl v přežití implantátů, životnosti náhrady a ani spokojenosti pacientů ve skupině s třmenem a axiálními zásuvnými spoji. Ke stejnému závěru dospěli i Stoumpis a kol. [36], a to jak v horní, tak i v dolní čelisti, pokud jde o stav kostních tkání v blízkosti implantátů, stav měkkých tkání nebo spokojenost pacienta, přičemž třmenové hybridní náhrady uvádějí jako méně náročné na další protetickou údržbu. Jako náročnější na údržbu uvádí axiální zásuvné spoje (konkrétně lokátory) i systematický přehled a metaanalýza z roku 2020 [122].

6.1.6 Závěr

Na základě výsledků této studie lze konstatovat, že při analýze rozložení napětí v implantátech při frontálním zatížení (síla působící na oba řezáky) bylo rozložení napětí ve fixturách podobné a ekvivalentní napětí nevykazovalo mezi variantou s třmenem a s axiálními zásuvnými spoji mnoho rozdílů. Obdobně tomu bylo i při působení žvýkačí síly na první premolár, kdy se zatížení přenášelo přímo na fixturu lokalizovanou pod prvním premolárem. Odlišná situace však nastala při zatížení v oblasti molárů. U třmenové varianty se zatížení přenášelo s menší flexí, přičemž při variantě s axiálními zásuvnými spoji byla většina zatížení lokalizována do posledního implantátu podepírajícího hybridní náhradu. Výsledky ve prospěch třmenové varianty byly ještě prokazatelnější při analýze rozložení napětí v horní čelisti, kde třmen zabránil nadměrnému posunu implantátů ve všech analyzovaných zátěžových variantách a tlakové napětí bylo znatelně menší než u lokátorové varianty. Tam vznikalo při zatížení lokalizované píky napětí, které bylo výraznější v distální oblasti při působení zatížení na premoláry a moláry zubní náhrady.

Podpora

Tato studie byla provedena na základě finanční podpory Fakulty stavební Českého vysokého učení technického v Praze, projekt č. SGS23/152/OHK1/3T/11.

7 Klinická část

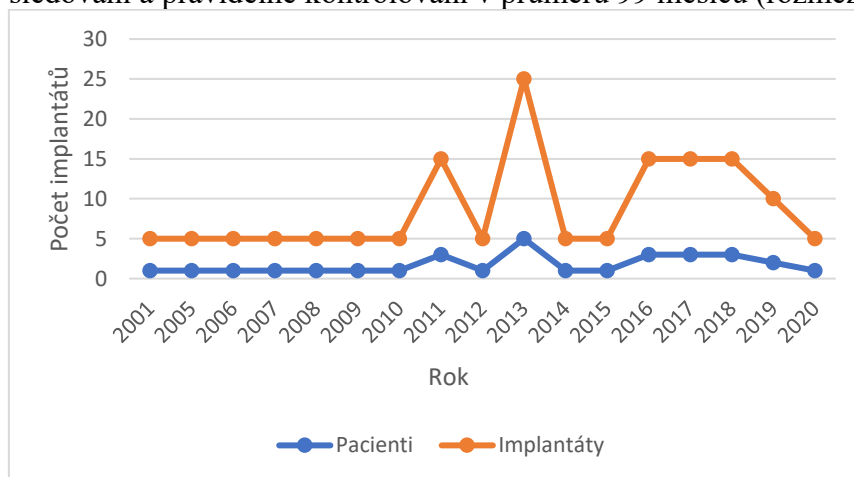
7.2 Statistická analýza souboru pacientů rehabilitovaných pomocí třmenové náhrady v horní čelisti podepřené čtyřmi implantáty

7.2.1 Cíle

Cílem retrospektivní studie bylo statisticky prokázat třmenové hybridní náhrady podepřené čtyřmi implantáty jako úspěšnou léčebnou alternativu bezzubé horní čelisti. Zároveň za pomoci dichotomických uzavřených dotazníků zjistit spokojenost s tímto typem rehabilitace u samotných pacientů.

7.2.2 Materiály

Analyzovaný soubor pacientů v retrospektivní studii představovali pacienti (n=30) dvou soukromých zubních ordinací (Pražské centrum dentální implantologie s.r.o. a HDC Kladno s.r.o., Česká republika), kteří byli ošetřeni od října 2001 do června 2020 třmenovými hybridními zubními náhradami podepřeny čtyřmi implantáty (implantáty: 120; zubní náhrady: 30) (*Graf 3*). U všech pacientů byly respektovány indikace i kontraindikace tohoto typu ošetření bezzubé horní čelisti. Fixtury byly zavedeny do míst s nejlepší nabídkou kosti a u všech pacientů byl uplatněn anteriorní koncept rehabilitace pomocí třmenové hybridní náhrady. Po odevzdání zubní náhrady byli následně pacienti sledováni a pravidelně kontrolováni v průměru 99 měsíců (rozmezí 8-257 měsíců).



Graf 3. Rozložení pacientů a umístění implantátů během posledních 21 let v analyzovaném souboru. Zdroj - autorka

V souboru pacientů bylo 15 mužů a 15 žen (průměrný věk 67,2 let; rozmezí 46-89 let), kteří obdrželi 30 zubních náhrad podepřených 120 implantáty v horní čelisti (*Tab. 5*).

Tabulka 5	Celkové rozdělení pacientů, implantátů, zubních náhrad a umístění zubních implantátů zavedených v horní čelisti.		
	Muži	Ženy	Total
	15	15	30
Náhrada (n)	Celoprys. 6	Celoprys. 8	14
	S kov.výz. 9	S kov.výz. 7	16
Implantáty	60	60	120
Umístění implantátů (n)	SŘ 21	SŘ 14	35
	PŘ 6	PŘ 17	23
	Š 21	Š 20	41
	PP 12	PP 9	21

Celoprys.= celopryskyřičná; S kov.výz.= kovovou výztuž; SŘ= střední řezák; PŘ= postranní řezák; Š= špičák; PP= první premolár

Tabulka 5. Celkové rozdělení pacientů, implantátů, zubních náhrad a umístění zubních implantátů zavedených v horní čelisti. Zdroj - autorka

Konkrétní typ a výrobce implantátů závisel na aktuální preferenci implantologa a jelikož studie hodnotí rozmezí až 21 let v průběhu času, byly použité implantáty od různých výrobců. Z celé řady modalit ošetřující zubní lékař ve spolupráci se zubním technikem volili konkrétní typ třmenu a jezdců na základě svých praktických zkušeností a vzdělání, přičemž volba byla ovlivněna kvalitou kosti a charakterem čelistních vztahů [123].

U všech pacientů byla použita dvoufázová implantace, přičemž délka vhojovacího období se lišila s ohledem na konkrétní implantologický systém a byla ovlivněna kvalitou a kvantitou kosti. Bezprostředně po implantaci byla imediátní nebo stávající snímání náhrada odlehčena v místě zavedených fixtur a provedena byla ordinační soft rebaze (*GC Soft Liner 1-1, GC Europe EEO, Leuven, Belgie*). Každý pacient byl poučen o důsledném provádění ústní hygieny a péči o snímání náhradu.

Po skončení vhojovacího období (standardně 3 měsíce) následovala 2. chirurgická fáze - odkrytí. Při odkrytí byly nahrazeny vhojovací válce určené k přežití vyššími, aby modelací alveolární sliznice kolem nich došlo k přípravě na inzerci vhodné suprastruktury. Po samotném odkrytí ošetřující opětovně zkontroloval dosed snímání náhrady a případně provedl její odlehčení, eventuálně rebazi. Po odkrytí a zhojení sliznic ad integrum (cca 2 týdny) bylo možné započít výrobu vlastního třmenu a hybridní snímání náhrady.

7.2.2 Metodika

Všichni pacienti byli rutinně sledováni v intervalu 6 až 12 měsíců. Z konečné analýzy byli vyřazeni tři pacienti (12 implantátů) z důvodu úmrtí během sledovaného období. Průběžné kontroly zahrnovaly hodnocení stavu měkkých tkání, stavu náhrady a stavu periimplantátové kosti na základě rentgenologického vyšetření. Stav měkkých tkání byl hodnocen sondáží pomocí plastové kalibrované sondy Perio Probe (*Kerr Corporation, Brea, Kalifornie, Spojené státy americké*) na základě přítomnosti, nebo absence hyperplazie a krvácení při sondáži (bleeding on probing-BOP). Závažnost případného zánětu byla hodnocena od peri-implantátové mukositivity po peri-implantitidu. Pro jejich definici byl použit konsenzus dosažený na 7. evropském parodontologickém semináři [124], kde krvácení při sondáži (BOP) a/nebo hnisání se ztrátou kosti menší než 2 mm odpovídá peri-implantátové mukositidě, zatímco BOP a/nebo hnisání doprovázené ztrátou okrajové kosti větší nebo rovné 2 mm definuje peri-implantitidu. Kontrola stavu náhrady spočívala v hodnocení aktuální míry retence náhrady a případné aktivace kovových jezdců, eventuálně výměny opotřebených plastových jezdců a kontroly přesnosti dosedu sedel náhrady na protézni lože, zejména u resilientních variant třmenů. Potřeba rebaze náhrady

byla stanovena na základě aplikace otiskovacího materiálu konzistence flow na sedla náhrady.

Rutině bylo prováděno a hodnoceno ortopantomografické (OPG) vyšetření (jako jediné zobrazovací vyšetření v Kladně) s frekvencí jednou za dva roky (poslední OPG bylo zhotoveno na kontrolním vyšetření v roce 2020) a intraorální rentgen (jako doplněk k OPG vyšetření na pražské klinice, prováděno jednou ročně).

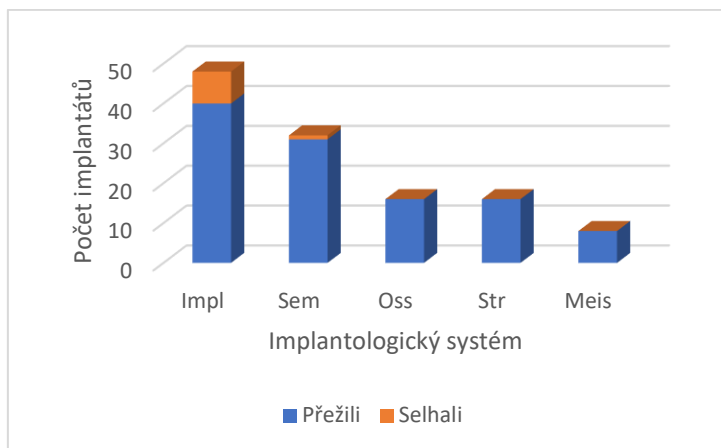
Kritéria pro přežití implantátu byla stanovena jako žádný subjektivní diskomfort ve smyslu bolesti a/nebo pohyblivosti, funkčnost v dutině ústní a alespoň polovina délky implantátu v čelistní kosti hodnocená na základě rentgenologického vyšetření.

Subjektivní hodnocení pacientů probíhalo pomocí dichotomického uzavřeného dotazníku, který byl vyplňován při posledním kontrolním vyšetření. Předmětem bylo zjištění spokojenosti/nespokojenosti s estetikou náhrady, manipulací, žvýkací schopností (stabilitou náhrady ve funkci), čistitelností, resp. schopností provádět dentální hygienu v okolí třmenu, a zjistit celkovou spokojenost s léčebnou alternativou. Od všech účastníků studie byl získán informovaný souhlas.

Statistická analýza byla provedena pomocí SAS (Statistical Analysis System) verze 94M7 pro Microsoft Windows (SAS Institute, Cary, USA). V rámci shrnutí popisné statistiky byly počítány relativní a absolutní četnosti a tyto pak byly pozorovány v různých skupinách použitím chí-kvadrát testu a Fisherova exaktního testu pro kategoriální proměnné. Pro spojité proměnné (jako délka, věk atd.) byly počítány arytmetický průměr a směrodatná odchylka, resp. Medián, a dolní a horní kvartil v případě, že rozdělení parametrů bylo výrazně negaussovské. Porovnání skupin pro spojité proměnné bylo provedeno s použitím Wilcoxonova dvouvýběrového testu (který je vhodný pro Gaussovské i negaussovské rozdělení kvůli konzistenci). K odhadu funkce přežití s 95% intervalem spolehlivosti byla použita Kaplan-Meierova metoda. K nalezení jednorozměrných a vícerozměrných prediktorů selhání implantátu byl použit Coxův regresní model proporcionálních rizik. Všechny hypotézy byly testovány na hladině významnosti 5 %, a proto výsledky s $P < 0,05$ (5 %) byly považovány za statisticky významné. Vzhledem k explorativnímu charakteru této studie nebyla prováděna adjustace hladiny významnosti na vícenásobné testování. Statistické analýzy se zaměřovaly na přežití implantátů. Byl testován potenciální vliv pohlaví, věku pacienta, délky, průměru implantátů a jejich umístění v horní čelisti, typu třmenu, materiálu zubní náhrady a charakteru zubní náhrady v protilehlé čelisti na přežití implantátů jak v univariate, tak v multivariate modelu. U multivariate modelu byla aplikována stepwise selection metoda na výběr optimální množiny statisticky významných prediktorů.

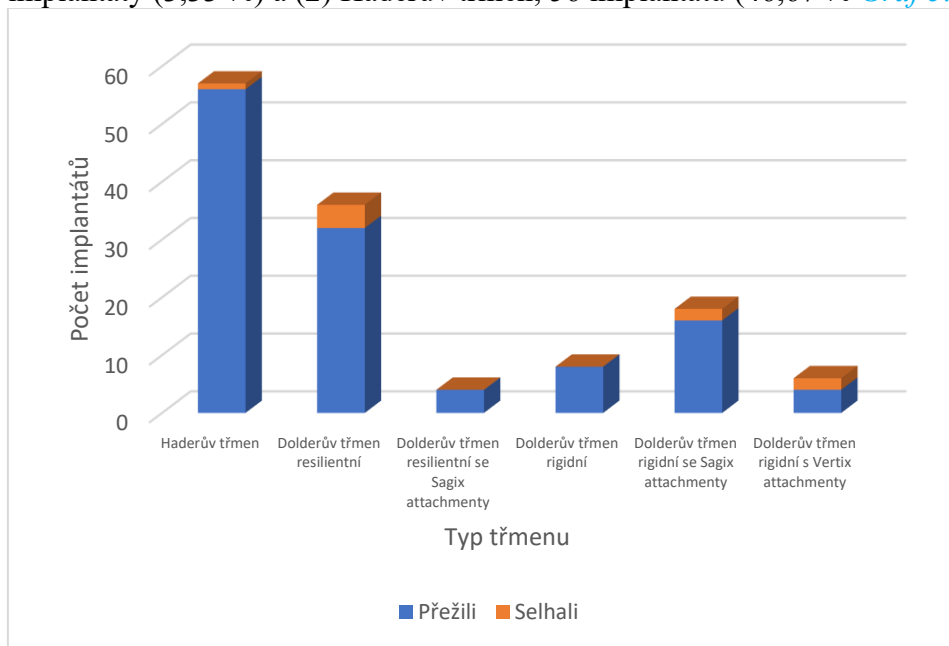
7.2.3 Výsledky

V našem výběrovém souboru bylo třicet pacientů rehabilitováno pomocí třiceti třmenových hybridních náhrad podepřených implantáty. V této studii bylo použito pět různých systémů implantátů a dva typy třmenů. Implantátové systémy s počtem jednotlivých implantátů byly následující: Implants (LASAK, Praha, Česká republika) v počtu 48 implantátů (40 %), Straumann (Straumann AG, Basilej, Švýcarsko) 16 implantátů (13,33 %), Semados (BEGO Implant Systems GmbH & Co. KG, Brémy, Německo) 32 implantátů (26,67 %), Osstem (Osstem Implant GmbH, Eschborn, Německo) 16 implantátů (13,33 %) a Meisinger (Meisinger implants GmbH-OKTAGON, Düsseldorf, Německo) 8 implantátů (6,67 %; Graf 4.).



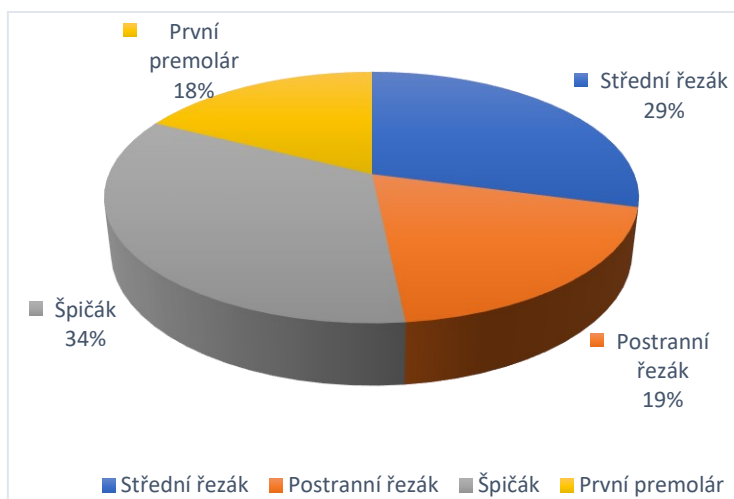
Graf 4. Rozložení počtu přeživších a selhaných implantátů různých systémů. Str = Straumann; Impl = Impladent; Sem = Semados; Oss = Osstem; Meis = Meisinger. Zdroj - autorka

Jako kotevní systém byl ve všech případech použit třmen. Různé typy třmenů byly: (1) Dolderův třmen, 64 implantátů (53,33 %), konkrétně: Dolderův resilientní třmen, 32 implantátů (26,67 %); Dolderův resilientní třmen se Sagix attachmenty, 4 implantáty (3,33 %); Dolderův rigidní třmen, 8 implantátů (6,67 %); Dolderův rigidní třmen se Sagix attachmenty, 16 implantátů (13,3 %); Dolderův třmen rigidní s Vertex attachmenty, 4 implantáty (3,33 %) a (2) Haderův třmen, 56 implantátů (46,67 % Graf 5.).



Graf 5. Rozložení počtu přeživších a neúspěšných implantátů s různými typy třmenů. Zdroj - autorka

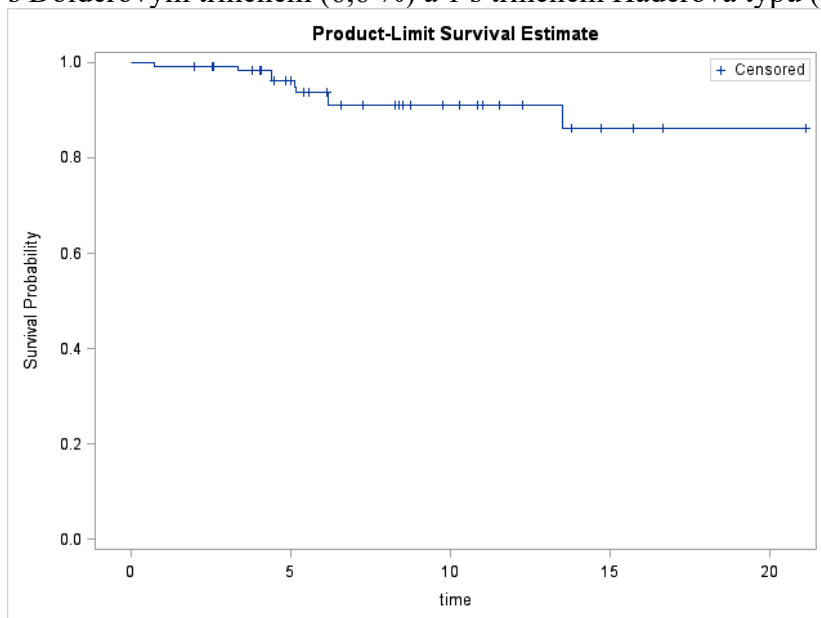
V rámci postupu byly umístěny 4 implantáty do oblasti s nejhojnější nabídkou kosti, a to v lokalitě centrálních řezáků (29,17 %), postranních řezáků (19,16 %), špičáku (34,17 %) a prvního premoláru (17,5 %) v horní čelisti (Graf 6.).



Graf 6. Rozložení implantátů v horní čelisti podle lokality. Zdroj - autorka

Chrup v protilehlé čelisti byly vlastní zuby (72 implantátů), hybridní náhrada podepřená vlastními zuby (4 implantáty), můstek nesený implantáty (12 implantátů) a hybridní náhrada podepřená implantáty (32 implantátů).

Třicet pacientů bylo rehabilitováno pomocí třiceti hybridních náhrad. V průběhu 21 let přežilo 111 implantátů (92,5 %) a 9 implantátů (7,5 %) selhalo. K odhadu funkce přežití s 95 % intervalem spolehlivosti byla použita Kaplan-Meierova metoda (Garf 7.). U jednoho pacienta se 3 selhanými implantáty byla prokázána alergie na titan. Mezi 9 neúspěšnými implantáty bylo 8 implantátů Implast (6,6 %) a 1 implantát Semados (0,9 %). Podle kotevního systému bylo 8 neúspěšných implantátů kombinováno s Dolderovým třmenem (6,6 %) a 1 s třmenem Haderova typu (0,9 %; Tab. 6).



Graf 7. Křivka přežití implantátů bez selhání (čas od implantace je v letech). Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, CSc.

Pohlaví/věk v době zavedení implantátů	Implantát. systém	Implantát D/P (mm)	Protilehlá čelist	Umístění (n)	Typ třmenu	Typ náhrady
Ž/57	Impladent	8/3.7 8/3.7	přirozený chrup	SŘ Š	DTRi s Vertex attachmenty	Náhrada s kovovou výztuží
M/54	Impladent	10/3.7	přirozený chrup	Š	DTRe	Náhrada s kovovou výztuží
M/50	Impladent	8/3.7 8/3.7	hybridní náhrada podepřená vlastními zuby	Š Š	DTRi se Sagix attachmenty	Náhrada s kovovou výztuží
Ž/52	Impladent	10/3.7 10/3.7 8/3.7	přirozený chrup	PP PP SŘ	DTRe	Náhrada s kovovou výztuží
Ž/56	Semados	11.5/3.75	přirozený chrup	SŘ	HT	Celoprskyřičná náhrada

SŘ= střední řezák; PR= postranní řezák; Š= špičák; PP= první premolár; DTRi= Dolderův třmen rigidní; DTRe= Dolderův třmen resillientní; HT= Haderův třmen

Tabulka 6. Charakteristika pacientů se ztrátou implantátů po zatížení. Zdroj - autorka

Periimplantitida byla zjištěna u dvou pacientů (celkem dva implantáty). BOP bylo negativní u všech pacientů a hyperplazie byla zjištěna u 16 pacientů (53,33 %).

Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v přežívání implantátů mezi muži a ženami s hodnotou P rovnou 0.2985 (Tab. 7).

Selhání	Pohlaví		
	M	Ž	Spolu
Ne(0)	57 95.00	54 90.00	111
Ano(1)	3 5.00	6 10.00	9
Spolu	60	60	120

Statistika selhání podle pohlaví

Statistika	DF	Value	P-value
Chi-kvadrát	1	1.0811	0.2985

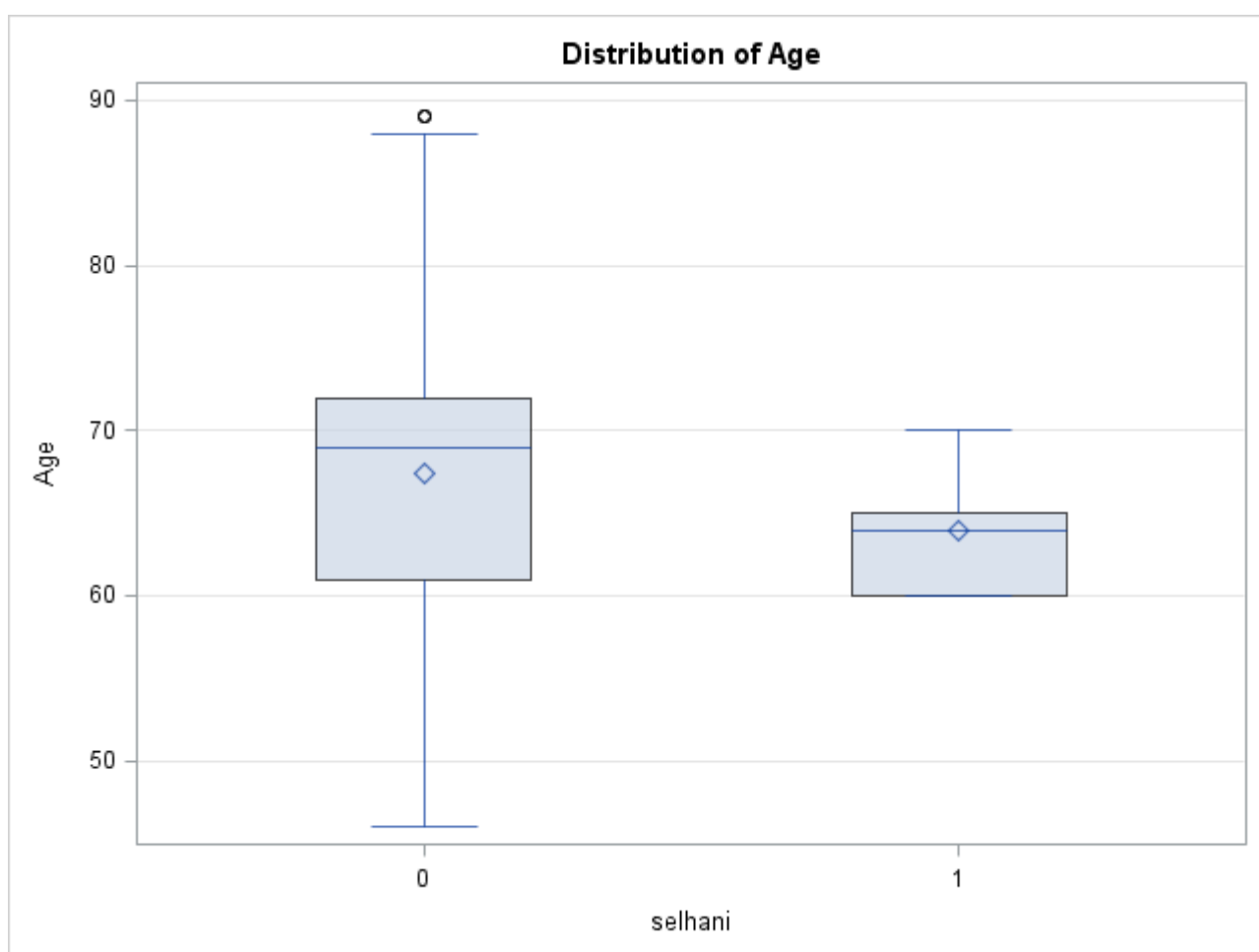
Tabulka 7. Selhání implantátů a pohlaví pacientů. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

Rovněž dle statistických výsledků lze usuzovat, že věk ošetřovaných pacientů neměl na úspěšnost implantátů vliv (P= 0.0969; Tab. 8).

Selhání	N	Průměr
Ne(0)	111	67.432432
Ano(1)	9	63.888889

Zdroj	DF	Součet čtverců	Průměrná čtvercová hodnota	F Value	P-val.
Mezi	1	104.534535	104.534535	1.0286	0.3126
V rámci	118	11992.132132	101.628238		

U nerozhodných výsledků byly použity průměrné výsledky

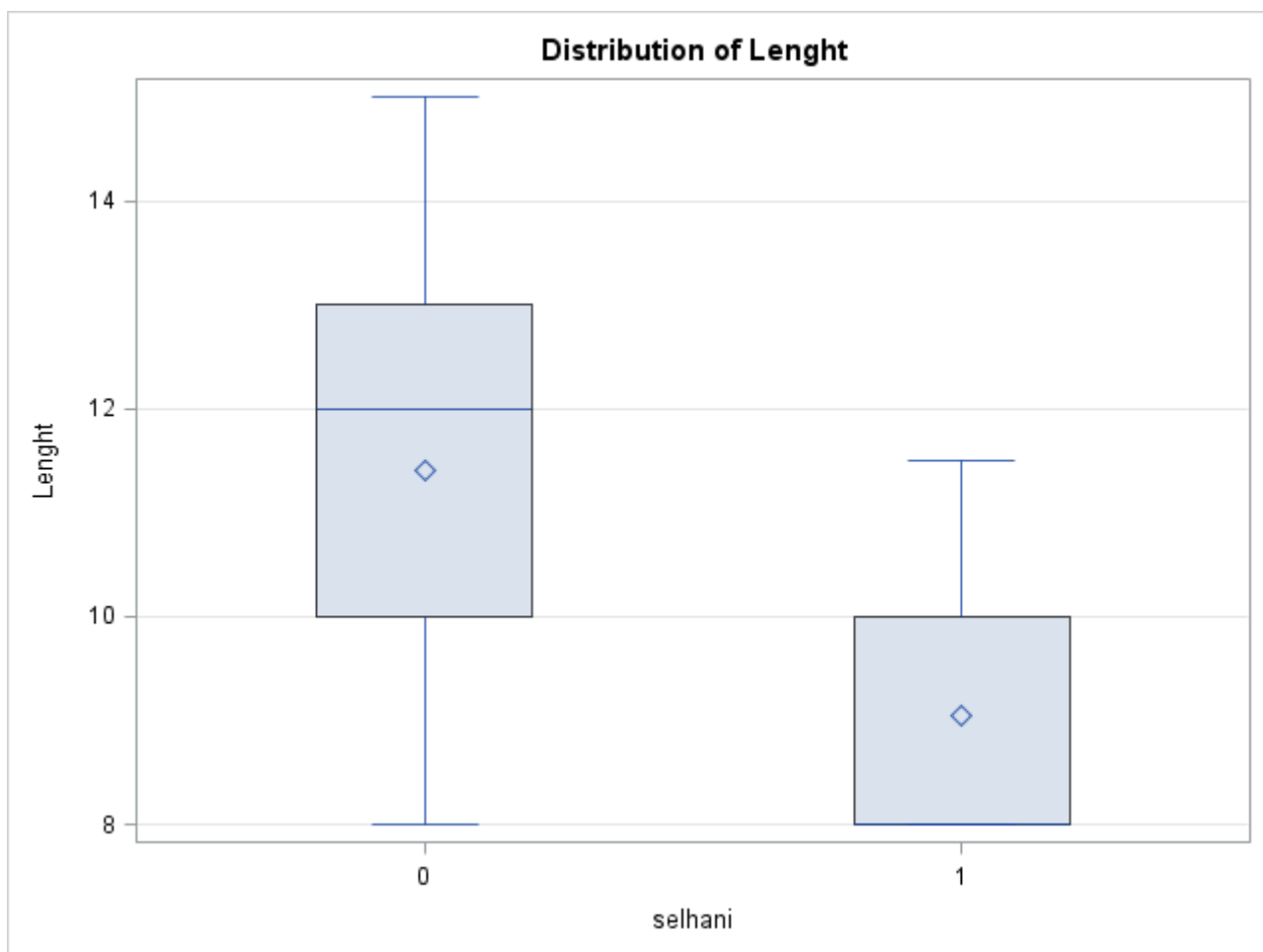


Wilcoxonův dvouvýběrový test	
Statistika	376.5000
P-VALUE	0.0969
Z zahrnuje korekci spojitosti 0,5.	

Tabulka 8. Selhání implantátů a věk pacientů. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

Délka neúspěšných implantátů byla většinou 8 mm, přičemž délka měla významný vliv na přežití implantátů s hodnotou P 0,0019 (*Tab. 9*), zatímco průměr zřejmě neměl žádný statisticky významný vliv (*Tab. 10*). Vzhledem k tomu, že všechny krátké implantáty byly od výrobce Impladent, může být korelace mezi výrobcem vs. délkou implantátu u neúspěšných implantátů náhodná. K prokázání závadnosti implantátů jsou zapotřebí další studie.

Selhání	NO	Proměnná	N	N Miss	Průměr	Std Dev	Median	Min	Dolní Kvartil	Horní Kvartil	Max
Ne (0)	111	Věk	111	0	67.432	10.384	69.000	46.000	61.000	72.000	89.000
		Délka	111	0	11.410	2.130	12.000	8.000	10.000	13.000	15.000
		Průměr	111	0	3.723	0.287	3.700	3.000	3.500	3.750	4.400
Ano (1)	9	Věk	9	0	63.889	4.045	64.000	60.000	60.000	65.000	70.000
		Délka	9	0	9.056	1.333	8.000	8.000	8.000	10.000	11.500
		Průměr	9	0	3.706	0.017	3.700	3.700	3.700	3.700	3.750



Wilcoxonův dvouvýběrový test	
Statistika	232.0000
P-VALUE	0.0019

Wilcoxonův dvouvýběrový test**Z zahrnuje korekci spojitosti 0,5.**

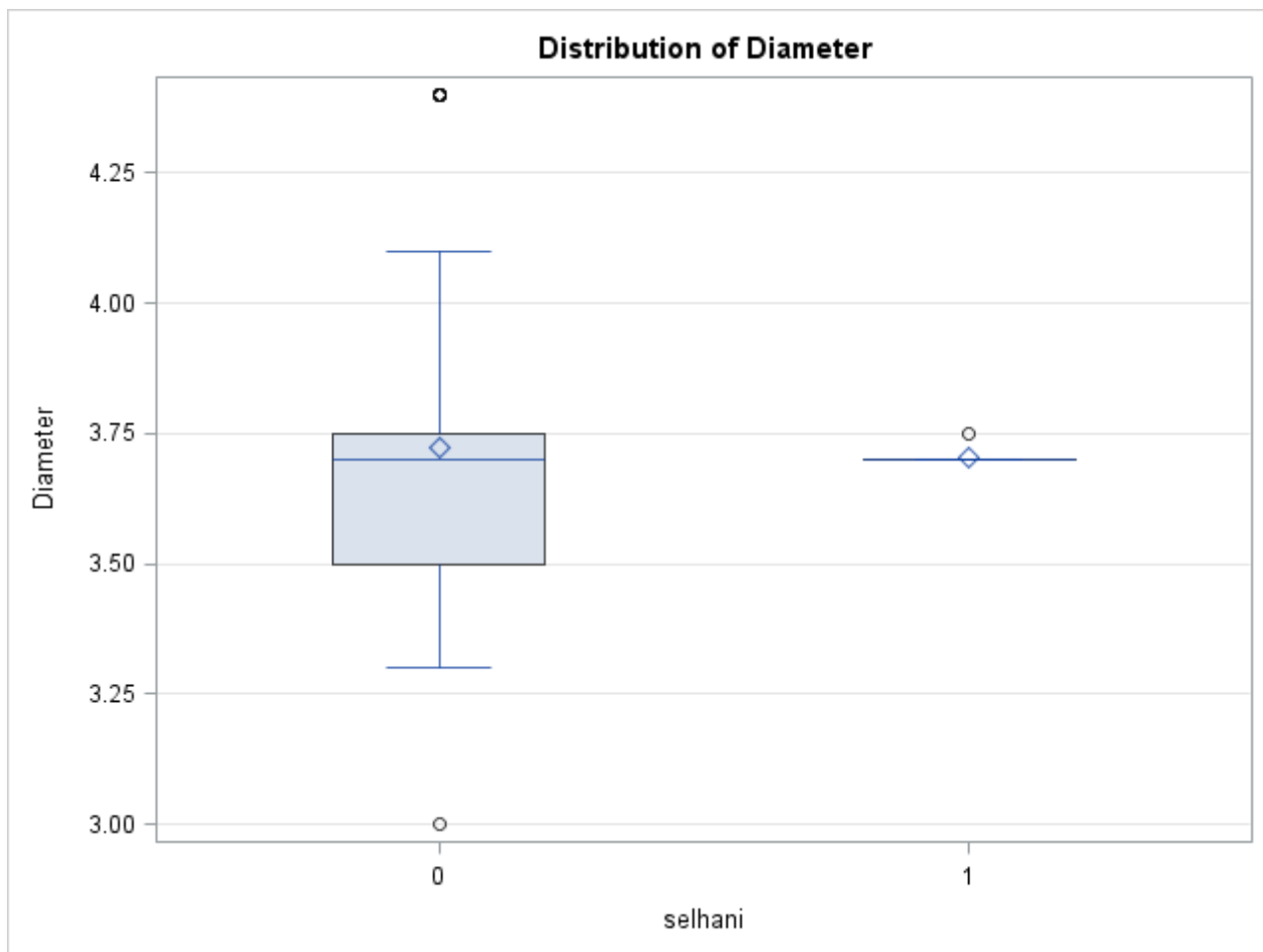
Tabulka 9. Selhání implantátů a délka implantátů. Žlutě zvýrazněny statisticky významné proměnné. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

**Analýza rozptylu pro proměnnou průměr
klasifikovaný podle proměnné selhání**

Selhání	N	Průměr
Ne(0)	111	3.722973
Ano(1)	9	3.705556

Zdroj	DF	Součet čtverců	Průměrná čtvercová hodnota	F Value	P-val.
Mezi	1	0.002526	0.002526	0.0329	0.8563
V rámci	118	9.051141	0.076705		

U nerozhodných výsledků byly použity průměrné výsledky



Wilcoxonův dvouvýběrový test	
Statistika	497.5000
P-VALUE	0.6346
Z zahrnuje korekci spojitosti 0,5.	

Tabulka 10. Selhání implantátů a průměr implantátů. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, Phd.

Dle výsledků se ukazuje, že umístění implantátů na jejich přežití nemělo statisticky významný vliv (Tab. 11).

Tabulka selhání podle umístění implantátů									
Selhání	Umístění								
Frekvence Col Pct	11	12	13	14	21	22	23	24	Spolu
Ne(0)	16 94.1 2	10 100.0 0	19 95.0 0	10 90.9 1	16 88.8 9	13 100.0 0	18 85.7 1	9 90.0 0	111

Tabulka selhání podle umístění implantátů									
Selhání	Umístění								
Frekvence Col Pct	11	12	13	14	21	22	23	24	Spolu
Ano(1)	1 5.88	0 0.00	1 5.00	1 9.09	2 11.1 1	0 0.00	3 14.2 9	1 10.0 0	9
Spolu	17	10	20	11	18	13	21	10	120

Statistika selhání podle umístění

Statistika	DF	Value	P-value
Chi-kvadrát	7	3.9715	0.7830

Tabulka 11. Selhání implantátů a jejich umístění. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

Dle výsledků se ukazuje, že existuje korelace mezi typem třmenu a přežíváním implantátů v univariate analýze s $P=0,0076$ a Dolderův třmen resilientní, Dolderův třmen rigidní s attachmenty typu Sagix a Vertix mající horší skóre (Tab. 12).

Tabulka selhání podle typu třmenu							
Selhání	Typ třmenu						
Frekvence Col Pct	Dolderův třmen resilientní	Dolderův třmen resilientní se Sagix attachmenty	Dolderův třmen rigidní	Dolderův třmen rigidní se Sagix attachmenty	Dolderův třmen rigidní s Vertix attachmenty	Haderův třmen	Spolu
Ne (0)	28 87.50	4 100.00	8 100.00	14 87.50	2 50.00	55 98.21	111
Ano (1)	4 12.50	0 0.00	0 0.00	2 12.50	2 50.00	1 1.79	9
Spolu	32	4	8	16	4	56	120

Statistika selhání podle typu třmenu

Statistika	DF	Value	P-value
Chi-kvadrát	5	15.7529	0.0076

Tabulka 12. Selhání implantátů a typu třmenu. Žlutě zvýrazněny statisticky významné proměnné. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

Dle výsledků se také ukazuje, že typ zubní náhrady má vliv na přežití implantátů s hodnotou $P=0,0262$, protože osm z devíti implantátů selhalo v kombinaci se zubními náhradami s kovovou výztuží (Tab. 13).

Tabulka selhání podle typu náhrady	
Selhání	Typ náhrady

Frekvence Col Pct	Celopryskyřiční náhrada	Náhrada s kovovou výztuží	Spolu
Ne (0)	55 98.21	56 87.50	111
Ano (1)	1 1.79	8 12.50	9
Spolu	56	64	120

Statistika pro selhání podle typu náhrady

Statistika	DF	Value	P-value
Chi-kvadrát	1	4.9421	0.0262

Tabulka 13. Selhání implantátů a typ náhrady. Žlutě zvýrazněny statisticky významné proměnné. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

Typ dentice v protilehlé čelisti hraje roli v přežívání implantátů, přičemž negativní vliv mají přirozené zuby a hybridní náhrady podepřené zuby, kde hodnota $P=0,0023$ (Tab. 14).

Tabulka selhání podle charakteru dentice v protilehlé čelisti					
Selhání	Protilehlá čelist				
Frekvence Col Pct	Fixní můstek neseny implantáty	Hybridní náhrada podepřena implantáty	Přirozený chrup	Hybridní náhrada podepřena vlastními zuby	Spolu
Ne (0)	12 100.00	32 100.00	65 90.28	2 50.00	111
Ano (1)	0 0.00	0 0.00	7 9.72	2 50.00	9
Spolu	12	32	72	4	120

Statistika pro selhání podle charakteru dentice v protilehlé čelisti

Statistika	DF	Value	P-value
Chi-kvadrát	3	14.4945	0.0023

Tabulka 14. Selhání implantátů a typ zubní náhrady v protilehlé čelisti. Žlutě zvýrazněny statisticky významné proměnné. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

U jednoho pacienta byla zjištěna alergie na titan. Hodnota P v multivariačním modelu alergie na titan je 0,0043. Pokud byl tento pacient ze studie vyřazen, výsledky v přežití implantátů se zlepšily z 92,5 % na 94,83 %.

Průměrná doba funkčního zatížení před selháním a konečnou explantací byla u neúspěšných implantátů 65,8 měsíce. Celková míra přežití zubních implantátů s nadpočetnou rehabilitací byla po 21 letech 92,5 %.

Podle výsledků dotazníkového šetření mezi pacienty (výsledky dotazníků jsou uvedeny v Tab. 15) byla spokojenost všech rehabilitovaných pacientů uniformě vysoká.

Tabulka 15. Výsledky dotazníkového šetření mezi pacienty.		
	Frekvence	Procenta
<i>Jste spokojeni s estetikou?</i>		
ano	30	100
ne	0	0
<i>Je stabilita náhrady ve funkci dostatečná?</i>		
ano	29	96.67
ne	1	3.33
<i>Je manipulace s náhradou pohodlná?</i>		
ano	30	100
ne	0	0
<i>Je třmen lehký čistitelný?</i>		
ano	30	100
ne	0	0
<i>Nosili jste před zahájením léčby celkovou snímatelnou náhradu?</i>		
ano	16	53.33
ne	14	46.67

Tabulka 15. Výsledky dotazníkového šetření mezi pacienty. Zdroj - doc. RNDr. Ladislav Pecen, PhD.

7.2.4 Diskuse

Hybridní náhrada podepřená implantáty jako terapeutická alternativa k rehabilitaci bezzubé horní čelisti si vyžaduje adekvátní plánování a respektování všech indikací. Indikace pro rehabilitaci pomocí hybridních náhrad podepřených implantáty byly stanoveny v 90. letech 20. století [125]. Při jejich splnění nabízí hybridní náhrady podepřené implantáty vysokou úspěšnost. Při jejich kombinaci s třmenem se míra přežití implantátů pohybuje v závislosti na studii a délce jejího trvání od 86,1 % až po 100 % [38,123]. V rámci omezení, které s sebou přináší retrospektivní charakter studie, výsledky s maximální dobou sledování až 21 let představovaly celkovou míru přežití zubních implantátů podepírajících hybridní třmenovou náhradu u analyzovaného souboru pacientů 92,5 %. Podobnou míru přežití (92,7 %) udávají i studie s desetiletým kumulativním přežitím implantátů z roku 2002 [126] a 91,3 % u retrospektivní studie po 20 letech ve funkci Changa a kol. [127]. V průběhu studie byly na obou klinikách použité různé implantologické systémy, které jsou distribuovány mezinárodně. V naší studii, na rozdíl od přehledu z roku 2021, kde nebyla potvrzena různá tendence selhání u různých výrobců [123], 8 z 9 selhaných implantátů bylo od jednoho výrobce (Impladent). Jelikož ale byla délka selhaných implantátů převážně jenom 8 mm s délkou jako významným statistickým faktorem s $P=0,0019$, může být korelace výrobce implantátů a počtu selhaných implantátů čistě náhodná. K prokázání zvýšené chybovosti Impladent implantátů by byla potřeba další studie s pozorováním krátkých implantátů od různých výrobců.

Zvýšené riziko ztráty implantátů při hybridních náhradách podepřených implantáty v horní čelisti může být způsobeno charakterem kosti horní čelisti, jejím množstvím a kvalitou, krátkou délkou implantátů, nedostatečným průměrem a malou počáteční stabilitou po zavedení do kosti [38,119,128-132].

Prevalence uvolnění krátkých zubních implantátů (<10 mm) podepírajících hybridní náhrady byla prokázána samostatnými studiemi Widboma a kol. [132] a Mericske-Stern a kol. [133]. Selhané implantáty v naší sledovaném souboru pacientů potvrdily tuto tendenci, jelikož ze selhaných implantátů převažovaly krátké implantáty. Z devíti

selhaných implantátů bylo pět dlouhých 8 mm, tři dlouhé 10 mm a jeden měl 11,5 mm.

Několik studií se věnovalo i zjištění souvislosti přežití implantátů umístěných v horní čelisti a jejich počtem. Kumulativní přežití po pěti letech u hybridních náhrad podepřených čtyřmi implantáty v horní čelisti bylo ve studii Mericske-Stern a kol. z roku 1998 [125] 94,2 %. U Balaguera a kol. [38] byla míra přežití 6 implantátů 100 %, přičemž u 4. implantátové varianty to bylo již 85,7 %. V systematickém přehledu Di Francesca a kol. z roku 2021 [11] však došli k závěru, že třmenová hybridní náhrada podepřená čtyřmi implantáty není inferiorní k variantě s šesti implantáty, a to z hlediska spokojenosti pacientů, míry přežití implantátů a náhrad i případných protetických komplikací. Výhodou šestiimplantátové varianty zůstává ale možnost pouhé úpravy původní náhrady bez nutnosti další implantace. Dle našich zkušeností je ale možné zachovat funkční náhradu podepřenou třemi implantáty (u dvou pacientů), ba dokonce i dvěma implantáty (u jednoho pacienta), nyní již po dobu sedmi let ve funkci, pokud již z jakýchkoliv důvodů neexistuje jiná alternativa.

Při použití anteriorního konceptu jsou u třmenových hybridních náhrad k zajištění adekvátní opory nutné distální konzoly [8,134], obecně ale třmen jako kotevní systém poskytuje se správným typem a počtem attachmentů snímatelné náhradě biomechanické vlastnosti blízké se chování fixní alternativy [6] a lze jej považovat za modalitu s vynikající oporou, stabilitou a retencí [4,135]. Třmen lze považovat za alternativu rehabilitace bezzubé horní čelisti s menším počtem protetických komplikací, což může být způsobeno vlastní konstrukcí třmenové hybridní náhrady, která těsně naléhá na vlastní třmen, brání rotaci náhrady a tím předchází nadměrnému opotřebení jezdců [7].

Z celkového počtu 120 implantátů bylo 64 implantátů (53,3 %) spojeno pomocí Dolderova třmenu (resilientní/rigidní typ/opatřen dalšími retenčními prvky typu Sagix nebo Vertex attachmentů) a 56 implantátů (46,7 %) bylo spojeno pomocí Haderova třmenu. Jelikož ve všech případech byl uplatněn anteriorní koncept, byly veškeré třmeny opatřeny distálními konzolami. Délka konzol nikdy nepřekročila 1,5násobek předozadní vzdálenosti mezi spojnicí předních a distálních implantátů podepírajících hybridní náhradu [4,135,136].

Pro jezdce třmenové náhrady by mělo platit, že při nízkých nákladech by měly zabezpečovat dostatečnou retenci, měly by být snadno vyměnitelné a měly by zabezpečit snadné vyjímání a nasazování náhrady [11,37,135]. Ve studii bylo z třiceti zubních náhrad v kombinaci s Dolderovým třmenem použito 10 kovových a 6 plastových jezdců a s Haderovým třmenem 14 plastových jezdců.

Snímatelná náhrada byla konstruována s redukováným patrem, což zvyšovalo pohodlí pacientů. V šestnácti případech byla součástí těla náhrady i kovová výztuž, která byla zhotovena ze stejné slitiny jako Dolderův třmen, čímž se snížila míra opotřebení styčných ploch a zabránilo se vzniku galvanických proudů [136]. Ve čtrnácti případech v kombinaci s Haderovým třmenem byla zubní náhrada bez kovové výztuže (celopryskyřičná). Obě konstrukce, s kovovou výztuží i bez ní, přesně a pevně naléhaly na třmen a tím omezovaly boční a rotační pohyby náhrady při funkci. Optimální pasivní dosed náhrady, zajišťující přesné rozložení napětí je zásadní, zejména u kostí typu III a IV. [137-139] Byl dodržen koncept oboustranně vybalancované okluze.

Na rozdíl od přehledu z roku 2021 [123], kde nebyla prokázána korelace mezi charakterem dentice v protilehlé čelisti a přežitím implantátů, v námi sledovaném souboru pacientů měli horší výsledky pacienti s přirozeným chrupem a zuby podepřenou hybridní náhradou.

Krvácení při sondáži a hloubka sondáže v okolí zubních implantátů jako indikátory zdraví

měkkých tkání naznačovaly v naší studii povětšinou nekompromitovaný celkový stav měkkých tkání v okolí implantátů.

Třmeny mohou představovat místa obtížně přístupná prostředkům dentální hygieny, zejména lokalita pod samotným třmenem, což může mít za následek vznik hyperplazie. To byl případ šestnácti pacientů z této studie, což je ve shodě s většinou studií provedených třmenových náhrad podepřených implantáty v horní čelisti [123].

Omezení

Jedná se o studii, která proběhla v soukromých praxích, proto byl ošetřen pouze omezený počet pacientů, umístěn byl jenom omezený počet implantátů a chybí kontrolní skupina.

7.2.5 Závěr

Na základě výsledků této studie lze vyvodit tyto závěry:

- Třmenová hybridní náhrada podepřená implantáty a s redukováným patrem je spolehlivým řešením rehabilitace bezzubé horní čelisti s mírou přežití implantátů v průběhu 21 let 92,5 %,
- Haderův třmen v kombinaci s plastovými jezdcí a celopryskyřičnou náhradou se zdá být úspěšnější alternativou,
- stav chrupu/protetické rehabilitace má vliv na přežívání implantátů, s horšími výsledky u pacientů s vlastním chrupem a hybridní náhradou podepřenou vlastními zuby,
- věk a pohlaví pacientů ani umístění implantátů nemá vliv na přežití implantátů,
- délka implantátu má vliv na přežití implantátu, zatímco průměr nemá statisticky významný vliv.

8 Závěr

Cílem disertační práce bylo prokázání hybridní náhrady nesené implantáty jako viabilní alternativy rehabilitace bezzubé horní čelisti.

V úvodu práce, který tvořila teoretická část, byly shrnuty základní současné poznatky o hybridních náhradách nesených implantáty včetně problematiky bezzubé horní čelisti, současných možnostech její rehabilitace, detailního popisu praktického zhotovení hybridní třmenové náhrady nesené čtyřmi implantáty, ale i základech biomechaniky.

Praktická část, která tematicky navazovala na teoretickou, byla tvořena experimentální a klinickou částí. Experimentální část představovala biomechanickou analýzu hybridní náhrady podepřené čtyřmi implantáty pomocí 3D FEA jak alternativy s axiálními zásuvnými spoji typu LOCATOR, tak i třmenu Haderova typu s distálně umístěnými attachmenty typu Vertex.

Na základě výsledků analýzy je možné konstatovat, že třmenová alternativa u náhrad s redukovaným patrem je alternativou s lepším rozložením napětí jak v analyzovaných implantátech, tak i v přilehlé kosti, a to zejména při působení sil v distální oblasti.

Klinickou část disertační práce představovala retrospektivní studie probíhající v letech 2018 - 2020 ve dvou soukromých zubních ordinacích, která analyzovala soubor třiceti pacientů s bezzubou horní čelistí rehabilitovaných pomocí hybridní třmenové náhrady nesené čtyřmi zubními implantáty v průběhu 21 let.

Na základě výsledků této studie lze konstatovat, že třmenová hybridní náhrada nesená čtyřmi implantáty s redukovaným patrem je spolehlivou možností rehabilitace bezzubé horní čelisti s úspěšností přežití implantátů 92,5 % za 21 let. Dle výsledků se jako nejúspěšnější ukazuje kombinace Haderova třmenu s plastovými jezdcí a celopryskyřičnou náhradou. Na přežití implantátů přitom dle výsledků má negativní vliv přítomnost vlastních zubů, nebo hybridní náhrady podepřené kořeny vlastních zubů v protilehlé čelisti, rovněž jako i krátká délka implantátů. Věk, pohlaví, umístění implantátů a ani jejich průměr na úspěšnost přežití implantátů ve zkoumané alternativě neměla statistický vliv.

9 Literatura

1. BRÅNEMARK, Per-Ingvar; ZARB, George A. a ALBREKTSSON, Tomas. *Tissue-Integrated Prostheses - Osseointegration in Clinical Dentistry*. Patient selection and preparation. Quintessence Publ., Chicago. 1985, s. 199-209. ISBN: 978-0-86715-129-9.
2. MISCH, Carl E. *Contemporary implant dentistry*. 3. vyd. St. Louis: Mosby Elsevier, 2008. ISBN: 9780323167956
3. EMAMI, Elham; HEYDECKE, Guido; ROMPRÉ, Pierre H.; DE GRANDMONT, Pierre a FEINE, Jocelyne S. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2009, roč. 20, č. 6, s. 533-544. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01693.x>. [cit. 2023-11-04].
4. KRENNMAIR, Gerald; KRAINHÖFNER, Martin a PIEHSLINGER, Eva. Implant-supported maxillary overdentures retained with milled bars: maxillary anterior versus maxillary posterior concept-a retrospective study. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008, roč. 23, č. 2, s. 343-352. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18548933/>. [cit. 2023-11-04]
5. D. MERICSKE-STERN, Regina; TAYLOR, Thomas D. a BELSER, Urs. Management of the edentulous patient. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2000, roč. 11, č. s1, s. 108-125. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011S1108.x>. [cit. 2023-11-04].
6. BUENO-SAMPER, Antonio; HERNANDEZ-ALIAGA, Manuel a CALVO-GUIRADO, José-Luis. The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. Online. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2009, s. e375-e378. ISSN 16986946. Dostupné z: <https://doi.org/10.4317/medoral.15.e375>. [cit. 2023-11-04].
7. TIPTON, PAUL A. The Milled Bar-Retained Removable Bridge Implant-Supported Prosthesis: A Treatment Alternative for the Edentulous Maxilla. Online. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2002, roč. 14, č. 4, s. 208-216. ISSN 1496-4155. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2002.tb00166.x>. [cit. 2023-11-04].
8. GALINDO, Daniel F. The implant-supported milled-bar mandibular overdenture. Online. *Journal of Prosthodontics*. 2001, roč. 10, č. 1, s. 46-51. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2001.00046.x>. [cit. 2023-11-04].
9. STRAIOTO, Fabiana Gouveia; DE AZEVEDO, Alessandra Miranda; DO PRADO, C. Jesus; DAS NEVES, F. Domingues a NETO, Alfredo J. Fernandes. Rehabilitation of Maxillary Edentulism With Implant-Supported Milled-Bar Prostheses. Online. *Implant Dentistry*. 2006, roč. 15, č. 4, s. 366-371. ISSN 1056-6163. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/01.id.0000239317.97092.f4>. [cit. 2023-11-04].
10. KALK, Wouter W. I; RAGHOEBAR, Gerry M; JANSMA, Johan a BOERING, Geert. Morbidity from iliac crest bone harvesting. Online. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1996, roč. 54, č. 12, s. 1424-1429. ISSN 02782391. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(96\)90257-8](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(96)90257-8). [cit. 2023-11-04].
11. DI FRANCESCO, Fabrizio; DE MARCO, Gennaro; CAPCHA, Estefani B.; LANZA, Alessandro; CRISTACHE, Corina M. et al. Patient satisfaction and survival of maxillary overdentures supported by four or six splinted implants: a systematic review with meta-analysis. Online. *BMC Oral Health*. 2021, roč. 21, č. 1. ISSN 1472-6831. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01572-6>. [cit. 2023-11-04].
12. BOVEN, G. C.; RAGHOEBAR, G. M.; VISSINK, A. a MEIJER, H. J. A. Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant

- overdentures: a systematic review of the literature. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2015, roč. 42, č. 3, s. 220-233. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/joor.12241>. [cit. 2023-11-04].
13. The Glossary of Prosthodontic Terms. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017, roč. 117, č. 5, s. C1-e105. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>. [cit. 2023-11-04].
14. International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps (WHO, 1980)
15. EMAMI, Elham; DE SOUZA, Raphael Freitas; KABAWAT, Marla a FEINE, Jocelyne S. The Impact of Edentulism on Oral and General Health. Online. *International Journal of Dentistry*. 2013, roč. 2013, s. 1-7. ISSN 1687-8728. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2013/498305>. [cit. 2023-11-04].
16. ALSHENAIBER, Rafif; COWAN, Callum; BARCLAY, Craig a SILIKAS, Nikolaos. Analysis of Residual Ridge Morphology in a Group of Edentulous Patients Seeking NHS Dental Implant Provision-A Retrospective Observational Lateral Cephalometric Study. Online. *Diagnostics*. 2021, roč. 11, č. 12. ISSN 2075-4418. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/diagnostics11122348>. [cit. 2023-11-04].
17. MORITA, Ichizo. Retained tooth numbers and history of diet and lifestyle in the elderly aged 60, 70 and 80 years. Online. *Journal of Dental Health - Tokyo*. 1996, roč. 46, s. 688-706. Dostupné z: https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Retained%20tooth%20numbers%20and%20history%20of%20diet%20and%20lifestyle%20in%20the%20elderly%20aged%2060%2C%2070%20and%2080%20years&journal=Journal%20of%20Dental%20Health&volume=46&pages=688706&publication_year=1996&author=Morita%2CI#d=gs_cit&t=1698840011871&u=%2Fscholar%3Fq%3Dinfo%3Ax2ET80MdJpoJ%3Ascholar.google.com%2F%26output%3Dcite%26scirp%3D0%26hl%3Dsk [cit. 2023-11-04]
18. HELKIMO, Eva; CARLSSON, Gunnar E. a HELKIMO, Martti. Chewing efficiency and state of dentition. Online. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2009, roč. 36, č. 1, s. 33-41. ISSN 0001-6357. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/00016357809026364>. [cit. 2023-11-04].
19. UENO, Masayuki; YANAGISAWA, Tomohito; SHINADA, Kayoko; OHARA, Satoko a KAWAGUCHI, Yoko. Masticatory ability and functional tooth units in Japanese adults. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008, roč. 35, č. 5, s. 337-344. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01847.x>. [cit. 2023-11-04].
20. KÄYSER, A. F. Shortened dental arches and oral function. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1981, roč. 8, č. 5, s. 457-462. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1981.tb00519.x>. [cit. 2023-11-04].
21. KÄYSER, A. F.; WITTER, D. J. a SPANAUF, A. J. Overtreatment with removable partial dentures in shortened dental arches. Online. *Aust Dent J*. 1987, roč. 32, č. 3, s. 178-182. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1987.tb01851>. [cit. 2023-11-04]
22. KUMAR, Lalit. Biomechanics and clinical implications of complete edentulous state. Online. *Journal of Clinical Gerontology and Geriatrics*. 2014, roč. 5, č. 4, s. 101-104. ISSN 22108335. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jcgg.2014.03.001>. [cit. 2023-11-04].
23. FELTON, David A. Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. Online. *Journal of Prosthodontics*. 2016, roč. 25, č. 1, s. 5-20. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jopr.12350>. [cit. 2023-11-04].
24. LOCKER, D. The burden of oral disorders in a population of older adults. Online. *Community Dent Health*. 1992, roč. 9, č. 2, s. 109-124. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1504877/>. [cit. 2023-11-04]
25. LOWE, Gordon; WOODWARD, Mark; RUMLEY, Ann; MORRISON, Caroline;

- TUNSTALL-PEDOE, Hugh et al. Total tooth loss and prevalent cardiovascular disease in men and women. Online. *Journal of Clinical Epidemiology*. 2003, roč. 56, č. 7, s. 694-700. ISSN 08954356. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(03\)00086-6](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(03)00086-6). [cit. 2023-11-04].
26. PELTZER, Karl; HEWLETT, Sandra; YAWSON, Alfred; MOYNIHAN, Paula; PREET, Raman et al. Prevalence of Loss of All Teeth (Edentulism) and Associated Factors in Older Adults in China, Ghana, India, Mexico, Russia and South Africa. Online. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2014, roč. 11, č. 11, s. 11308-11324. ISSN 1660-4601. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijerph111111308>. [cit. 2023-11-04].
27. KERN, Jaana-Sophia; KERN, Thomas; WOLFART, Stefan a HEUSSEN, Nicole. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2016, roč. 27, č. 2, s. 174-195. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/clr.12531>. [cit. 2023-11-04].
28. JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991, roč. 6, č. 3, s. 270-276. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1813395/>. [cit. 2023-11-04].
29. JEMT, T.; BOOK, K.; LIE, A. a BÖRJESSON, T. Mucosal topography around implants in edentulous upper jaws. Photogrammetric three-dimensional measurements of the effect of replacement of a removable prosthesis with a fixed prosthesis. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 1994, roč. 5, č. 4, s. 220-228. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1994.050405.x>. [cit. 2023-11-04].
30. CORTÉS-BRETÓN BRINKMANN, Jorge; GARCÍA-GIL, Ignacio; PEDREGAL, Patricia; PELÁEZ, Jesús; PRADOS-FRUTOS, Juan Carlos et al. Long-Term Clinical Behavior and Complications of Intentionally Tilted Dental Implants Compared with Straight Implants Supporting Fixed Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. Online. *Biology*. 2021, roč. 10, č. 6. ISSN 2079-7737. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/biology10060509>. [cit. 2023-11-04].
31. LUNDQVIST, Sture; LOHMANDER-AGERSKOV, Anette a HARALDSON, Torgny. Speech before and after treatment with bridges on osseointegrated implants in the edentulous upper Jaw. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 1992, roč. 3, č. 2, s. 57-62. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1992.030202.x>. [cit. 2023-11-04].
32. DAUDT POLIDO, Waldemar; AGHALOO, Tara; EMMETT, Thomas W.; TAYLOR, Thomas D. a MORTON, Dean. Number of implants placed for complete-arch fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2018, roč. 29, č. S16, s. 154-183. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/clr.13312>. [cit. 2023-11-04].
33. YOO, Soo-Yeon; KIM, Seong-Kyun; HEO, Seong-Joo; KOAK, Jai-Young a JEON, Hye-Rin. New Rehabilitation Concept for Maxillary Edentulism: A Clinical Retrospective Study of Implant Crown Retained Removable Partial Dentures. Online. *Journal of Clinical Medicine*. 2021, roč. 10, č. 8. ISSN 2077-0383. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jcm10081773>. [cit. 2023-11-04].
34. NOGUEIRA, T. E.; DIAS, D. R. a LELES, C. R. Mandibular complete denture versus single-implant overdenture: a systematic review of patient-reported outcomes. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2017, roč. 44, č. 12, s. 1004-1016. ISSN 0305-182X.

Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/joor.12550>. [cit. 2023-11-26].

35. SPOSETTI, Venita J.; GIBBS, Charles H.; ALDERSON, Thomas H.; JAGGERS, Joe H.; RICHMOND, Arthur et al. Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986, roč. 55, č. 2, s. 265-273. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90358-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(86)90358-6). [cit. 2023-11-04].
36. STOUMPIS, C. a KOHAL, R. -J. To splint or not to splint oral implants in the implant-supported overdenture therapy? A systematic literature review. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011, roč. 38, č. 11, s. 857-869. ISSN 0305182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02220.x>. [cit. 2023-11-04].
37. DI FRANCESCO, Fabrizio; DE MARCO, Gennaro; SOMMELLA, Attilio a LANZA, Alessandro. Splinting vs Not Splinting Four Implants Supporting a Maxillary Overdenture: A Systematic Review. Online. *The International Journal of Prosthodontics*. 2019, roč. 32, č. 6, s. 509-518. ISSN 08932174. Dostupné z: <https://doi.org/10.11607/ijp.6333>. [cit. 2023-11-04].
38. BALAGUER, José; ATA-ALI, Javier; PEÑARROCHA-OLTRA, David; GARCÍA, Berta a PEÑARROCHA-DIAGO, María. Long-term Survival Rates of Implants Supporting Overdentures. Online. *Journal of Oral Implantology*. 2015, roč. 41, č. 2, s. 173-177. ISSN 1548-1336. Dostupné z: <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00178>. [cit. 2023-11-04].
39. ZOU, Duohong; WU, Yiqun; HUANG, Wei; WANG, Feng; WANG, Shen et al. A 3 - Year Prospective Clinical Study of Telescopic Crown, Bar, and Locator Attachments for Removable Four Implant-Supported Maxillary Overdentures. Online. *The International Journal of Prosthodontics*. 2013, roč. 26, č. 6, s. 566-573. ISSN 08932174. Dostupné z: <https://doi.org/10.11607/ijp.3485>. [cit. 2023-11-04].
40. WANG, Feng; MONJE, Alberto; HUANG, Wei; ZHANG, Zhiyong; WANG, Guomin et al. Maxillary Four Implant-retained Overdentures via Locator® Attachment: Intermediate-term Results from a Retrospective Study. Online. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016, roč. 18, č. 3, s. 571-579. ISSN 1523-0899. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/cid.12335>. [cit. 2023-11-04].
41. ELSYAD, Moustafa; DENEWAR, Basma a ELSAIH, Ehab. Clinical and Radiographic Evaluation of Bar, Telescopic, and Locator Attachments for Implant-Stabilized Overdentures in Patients with Mandibular Atrophied Ridges: A Randomized Controlled Clinical Trial. Online. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018, roč. 33, č. 5, s. 1103-1111. ISSN 08822786. Dostupné z: <https://doi.org/10.11607/jomi.6363>. [cit. 2023-11-04].
42. SLOT, Wim; RAGHOEBAR, Gerry M.; CUNE, Marco S.; VISSINK, Arjan a MEIJER, Henny J. A. Four or six implants in the maxillary posterior region to support an overdenture: 5-year results from a randomized controlled trial. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2019, roč. 30, č. 2, s. 169-177. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/clr.13403>. [cit. 2023-11-04].
43. ZOU, Duohong; WU, Yiqun; HUANG, Wei; ZHANG, Zhiyong a ZHANG, Zhiyuan. A 5- to 8 - year Retrospective Study Comparing the Clinical Results of Implant-Supported Telescopic Crown Versus Bar Overdentures in Patients With Edentulous Maxillae. Online. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013, roč. 28, č. 5, s. 1322-1330. ISSN 08822786. Dostupné z: <https://doi.org/10.11607/jomi.3100>. [cit. 2023-11-04].
44. SCHWINDLING, Franz Sebastian; DITTMANN, Britta a RAMMELSBURG, Peter. Double-crown-retained removable dental prostheses: A retrospective study of survival and

- complications. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014, roč. 112, č. 3, s. 488-493. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.02.017>. [cit. 2023-11-04].
45. ZÁBRODSKÝ, Vladimír a JIRKALOVÁ, Radana. Klasifikace hybridních protéz. ŠIMŮNEK, Antonín. a kol.: *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 2008, s. 155-163. ISBN 978-80-7262-534-5
46. The Glossary of Prosthodontic Terms. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005, roč. 94, č. 1, s. 10-92. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.03.013>. [cit. 2023-11-04].
47. NAERT, I.; QUIRYNEN, M.; HOOGHE, M. a VAN STEENBERGHE, D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994, roč. 71, č. 5, s. 486-492. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90188-0](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90188-0). [cit. 2023-11-04].
48. STEFFEN, Rodney P.; WHITE, Vincent a ROBERT MARKOWITZ, N. The Use of Ball-clip Attachments with an Implant-supported Primary-secondary Bar Overdenture. Online. *Journal of Oral Implantology*. 2004, roč. 30, č. 4, s. 234-239. ISSN 1548-1336. Dostupné z: <https://doi.org/10.1563/0.661.1>. [cit. 2023-11-04].
49. BURNS, David R.; UNGER, John W.; ELSWICK, Ronald K. a GIGLIO, James A. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II—patient satisfaction and preference. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995, roč. 73, č. 4, s. 364-369. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80332-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80332-4). [cit. 2023-11-04].
50. BESIMO, C. E. a GUARNERI, A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003, roč. 30, č. 7, s. 671-678. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01140.x>. [cit. 2023-11-04].
51. ALSIYABI, Abdullah S.; FELTON, David A. a COOPER, Lyndon F. The Role of Abutment-Attachment Selection in Resolving Inadequate Interarch Distance: A Clinical Report. Online. *Journal of Prosthodontics*. 2005, roč. 14, č. 3, s. 184-190. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.04029.x>. [cit. 2023-11-04].
52. GULIZIO, Michael P.; AGAR, John R.; KELLY, J. Robert a TAYLOR, Thomas D. Effect of Implant Angulation upon Retention of Overdenture Attachments. Online. *Journal of Prosthodontics*. 2005, roč. 14, č. 1, s. 3-11. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.00005.x>. [cit. 2023-11-04].
53. SADOWSKY, Steven J. a CAPUTO, Angelo A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000, roč. 84, č. 3, s. 327-334. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://doi.org/10.1067/mpr.2000.109378>. [cit. 2023-11-04].
54. TRAKAS, Theodoros; MICHALAKIS, Konstantinos; KANG, Kiho a HIRAYAMA, Hiroshi. Attachment Systems for Implant Retained Overdentures: A Literature Review. Online. *Implant Dentistry*. 2006, roč. 15, č. 1, s. 24-34. ISSN 1056-6163. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/01.id.0000202419.21665.36>. [cit. 2023-11-04].
55. HECKMANN, Siegfried Martin; WICHMANN, Manfred Gerhard; WINTER, Werner; MEYER, Martin a WEBER, Hans-Peter. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2001, roč. 12, č. 6, s. 640-647. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120613.x>. [cit. 2023-11-04].

56. MERICSKE-STERN, R.; PIOTTI, M. a SIRTES, G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 1996, roč. 7, č. 4, s. 387-396. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070413.x>. [cit. 2023-11-04].
57. BECERRA, Gerardo a MACENTEE, Michael. A classification of precision attachments. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987, roč. 58, č. 3, s. 322-327. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(87\)90049-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(87)90049-7). [cit. 2023-11-04].
58. TIMMERMAN, R.; STOKER, G. T.; WISMEIJER, D.; OOSTERVELD, P.; VERMEEREN, J. I. J. F. et al. An Eight-year Follow-up to a Randomized Clinical Trial of Participant Satisfaction with Three Types of Mandibular Implant-retained Overdentures. Online. *Journal of Dental Research*. 2004, roč. 83, č. 8, s. 630-633. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/154405910408300809>. [cit. 2023-11-04].
59. KLEMETTI, E.; CHEHADE, A.; TAKANASHI, Y. a FEINE, J. S. Two-implant mandibular overdentures: Simple to fabricate and easy to wear. Online. *J Can Dent Assoc*. 2003, roč. 69, s. 29-33. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12556267/>. [cit. 2023-11-04]
60. BREWER, A. A. a FENTON, A. H. The overdenture. Online. *Dent Clin North Am*. 1973, roč. 17, č. 4, s. 723-746. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/4580361/>. [cit. 2023-11-04]
61. RODRIGUES, Renata Cristina Silveira; FARIA, Adriana Cláudia Lapria; MACEDO, Ana Paula; SARTORI, Ivete Aparecida de Mattias; DE MATTOS, Maria da Gloria Chiarello et al. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2009, roč. 20, č. 12, s. 1314-1319. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01742.x>. [cit. 2023-11-04].
62. WINKLER, S.; PIERMATTI, J.; ROTHMAN, A. a SIAMOS, G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. Online. *J Oral Implantol*. 2002, roč. 28, č. 2, s. 82-86. Dostupné z: [https://doi.org/10.1563/15481336\(2002\)028<0082:AOTOI>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/15481336(2002)028<0082:AOTOI>2.3.CO;2). [cit. 2023-11-04]
63. KLEIS, Wilfried K.; KÄMMERER, Peer W.; HARTMANN, Sinsa; AL-NAWAS, Bilal a WAGNER, Wilfried. A Comparison of Three Different Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: One-Year Report. Online. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2010, roč. 12, č. 3, s. 209-218. ISSN 1523-0899. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00154.x>. [cit. 2023-11-04].
64. MAJER, H. J. The Stern ERA attachment. Exacting retention made easy. Online. *J Can Dent Assoc*. 1992, roč. 58, č. 8, s. 615. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1504896/> [cit. 2023-11-04]
65. STRUB, Joerg R.; REKOW, E. Dianne a WITKOWSKI, Siegbert. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. Online. *The Journal of the American Dental Association*. 2006, roč. 137, č. 9, s. 1289-1296. ISSN 00028177. Dostupné z: <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>. [cit. 2023-11-04].
66. ENGLISH, Charles E. BAR. Patterns in implant prosthodontics. Online. *Implant Dentistry*. 1994, roč. 3, č. 4, s. 217-230. ISSN 1056-6163. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00008505-199412000-00002>. [cit. 2023-11-04].
67. BIDEZ, M. W.; MCLOUGHLIN, S. W.; CHEN, Y. a ENGLISH, C. E. Finite element analysis of two-abutment hader bar designs. Online. *Implant Dentistry*. 1993, roč. 2, č. 2, s. 107-116. ISSN 1056-6163. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00008505-199305000-00008>. [cit. 2023-11-04].

68. TANOUE, Mariko; KANAZAWA, Manabu; TAKESHITA, Shin a MINAKUCHI, Shunsuke. Effects of clip materials on stress distribution to maxillary implant overdentures with bar attachments. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016, roč. 115, č. 3, s. 283-289. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.017>. [cit. 2023-11-04].
69. WOLFF, J. *The Law of Bone Remodelling*. Berlin: Springer Berlin, 1986. ISBN 978-3-642-71033-9
70. SZMUKLER-MONCLER, Serge; PIATTELLI, Adriano; FAVERO, Gian Antonio a DUBRUILLE, Jean-Hermann. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2000, roč. 11, č. 1, s. 12-25. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011001012.x>. [cit. 2023-11-04].
71. BOTHE, R. T.; BEATON, K. E. a DAVENPORT, H. A. Reaction of bone to multiple metallic implants. Online. *Surg Gynecol Obstet*. 1940, roč. 71, s. 598–602. Dostupné z: [https://www.scirp.org/\(S\(lz5mqp453edsnp55rrgjct55.\)\)/reference/referencespapers.aspx?referenceid=1106890](https://www.scirp.org/(S(lz5mqp453edsnp55rrgjct55.))/reference/referencespapers.aspx?referenceid=1106890). [cit. 2023-11-04]
72. LEVENTHAL, G. S. Titanium, a metal for surgery. Online. *J Bone Joint Surg Am*. 1951, roč. 33-A, č. 2, s. 473–474. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14824196/>. [cit. 2023-11-04]
73. BRÅNEMARK, Per-Ingvar; ZARB, George A. a ALBREKTSSON, Tomas. *Tissue-Integrated Prostheses - Osseointegration in Clinical Dentistry*. Patient selection and preparation. Quintessence Publ., Chicago. 1985, s. 26. ISBN: 978-0-86715-129-9.
74. BRÅNEMARK, P. I.; HANSSON, B. O.; ADELL, R. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 - year period. Online. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977, roč. 16, č. 1, s. 132. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/356184/>. [cit. 2023-11-04]
75. ADELL, R. Long-term treatment results. BRÅNEMARK, Per-Ingvar; ZARB, George A. a ALBREKTSSON, Tomas. *Tissue-Integrated Prostheses- Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publ., Chicago. 1985, s. 175. ISBN: 978-0-86715-129-9.
76. LANYON, L. E. Functional strain in bone tissue as an objective, and controlling stimulus for adaptive bone remodelling. Online. *Journal of Biomechanics*. 1987, roč. 20, č. 11-12, s. 1083-1093. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90026-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90026-1). [cit. 2023-11-04].
77. ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. Hradec Králové: Nucleus, 2001. ISBN 80-86225-15-1.
78. KASEMO, B. a LAUSMAA, J. Metal selection and surface characteristics. BRÅNEMARK, Per-Ingvar; ZARB, George A. a ALBREKTSSON, Tomas *Tissue-Integrated Prostheses. - Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publ., Chicago. 1985, s. 99. ISBN: 978-0-86715-129-9.
79. TALHA, Mohd; MA, Yucong; KUMAR, Pardeep; LIN, Yuanhua a SINGH, Ambrish. Role of protein adsorption in the bio corrosion of metallic implants – A review. Online. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2019, roč. 176, s. 494-506. ISSN 09277765. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2019.01.038>. [cit. 2023-11-04].
80. BOBYN, J. D.; PILLAR, R. M.; CAMERON, H. U. a WEATHERLY, G. C. The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Online. *Clin Orthop Rel Res*. 1980, roč. 150, s. 263. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7428231/> [cit. 2023-11-04]
81. NELSON, Carlos. Factors Affecting the Success of Dental Implants. Online. In: TURKYILMAZ, Ilser (ed.). *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. InTech,

2011. ISBN 978-953-307-658-4. Dostupné z: <https://doi.org/10.5772/18746>. [cit. 2023-11-04].
82. DAVARPANAH Mithridade; MARTINEZ H.; KEBIR M. a TECUCIANU J. F. *Praktická implantologie*. Praha: Quintessenz, 1. vyd., 2005. ISBN 80-903181-8-5.
83. CHEANG, P. a KHOR, K.A. Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings. Online. *Biomaterials*. 1996, roč. 17, č. 5, s. 537-544. ISSN 01429612. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)82729-3](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)82729-3). [cit. 2023-11-04].
84. ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008. ISBN 978-80-87009-30-7.
85. WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993, roč. 8, č. 19, s. 31. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8468083/>. [cit. 2023-11-04]
86. GOTFREDSEN, Klaus; BERGLUNDH, Tord a LINDHE, Jan. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2001, roč. 12, č. 1, s. 1-8. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012001001.x>. [cit. 2023-11-04].
87. DUYCK, Joke; NAERT, Ignace; RØNOLD, Hans Jacob; ELLINGSEN, Jan Eirik; VAN OOSTERWYCK, Hans et al. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2001, roč. 12, č. 3, s. 207-218. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003207.x>. [cit. 2023-11-04].
88. UEDA, T.; KREMER, U.; KATSOULIS, J. a MERICSKE-STERN, R. Long-term results of mandibular implants supporting an overdenture: implant survival, failures, and crestal bone level changes. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011, roč. 26, s. 365-72. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21483890/>. [cit. 2023-11-04]
89. MISCH, Carl E.; SUZUKI, Jon B.; MISCH-DIETSH, Francine M. a BIDEZ, Martha W. A Positive Correlation Between Occlusal Trauma and Peri-implant Bone Loss: Literature Support. Online. *Implant Dentistry*. 2005, roč. 14, č. 2, s. 108-116. ISSN 1056-6163. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/01.id.0000165033.34294.db>. [cit. 2023-11-04].
90. AL-ZAREA, Bader K. Maximum Bite Force following Unilateral Fixed Prosthetic Treatment: A Within-Subject Comparison to the Dentate Side. Online. *Medical Principles and Practice*. 2015, roč. 24, č. 2, s. 142-146. ISSN 1011-7571. Dostupné z: <https://doi.org/10.1159/000370214>. [cit. 2023-11-04].
91. BATES, J. F.; STAFFORD, G. D. a HARRISON, A. Masticatory function? A review of the literature. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1976, roč. 3, č. 1, s. 57-67. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1976.tb00929.x>. [cit. 2023-11-04].
92. CARLSSON, G. E. a HARALDSON, T. Functional response, BRÅNEMARK, Per-Ingvar; ZARB, George A. a ALBREKTSSON, Tomas *Tissue- Integrated Prostheses. - Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publ., Chicago. 1985, s. 155-163. ISBN: 978-0-86715-129-9.
93. GOODACRE, Charles J; BERNAL, Guillermo; RUNGCHARASSAENG, Kitichai a KAN, Joseph Y. K. Clinical complications with implants and implant prostheses. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003, roč. 90, č. 2, s. 121-132. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00212-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00212-9). [cit. 2023-11-04].
94. CLELLAND, Nancy L.; LEE, June K.; BIMBENET, Olivier C. a BRANTLEY, William A. A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. Online. *Journal of Prosthodontics*. 1995, roč. 4,

- č. 2, s. 95-100. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1995.tb00323.x>. [cit. 2023-11-04].
95. SALVI, G. E. a BRAGGER, U. Mechanical and technical risks in implant therapy. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009, roč. 24, s. 69-85. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19885435/>. [cit. 2023-11-04]
96. KREKMANOV, L.; KAHN, M.; RANGERT, B. a LINDSTRÖM, H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000, roč. 15, č. 3, s. 405-414. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10874806/>. [cit. 2023-11-04]
97. KREGZDE, M. A. method of selecting the best implant prosthesis design option using free-dimensional finite element analysis. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993, roč. 8, s. 662-673. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8181829/>. [cit. 2023-11-04]
98. ASSIF, D.; NISSAN, J.; VARSANO, I. a SINGER, A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999, roč. 14, č. 6, s. 885-888. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10612928/>. [cit. 2023-11-04]
99. BAIG, Mirza. Accuracy of Impressions of Multiple Implants in the Edentulous Arch: A Systematic Review. Online. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014, roč. 29, č. 4, s. 869-880. ISSN 08822786. Dostupné z: <https://doi.org/10.11607/jomi.3233>. [cit. 2023-11-04].
100. JAGOTA, V.; SETHI, A. P. S. a KUMAR, K. Finite Element Method: An Overview. Online. *Walailak J Sci and Tech*. 2013, roč. 10, č. 1, s. 1-8. Dostupné z: <https://doi.org/10.2004/wjst.v10i1.499>. [cit. 2023-11-04]
101. GENG, Jian-Ping; TAN, Keson B. C. a LIU, Gui-Rong. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001, roč. 85, č. 6, s. 585-598. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>. [cit. 2023-11-04].
102. BRUNSKI, J. B. Biomechanical Aspects of the Optimal Number of Implants to Carry a Cross-Arch Full Restoration. Online. *Eur. J Oral Implantol*. 2014, roč. 7, č. 2, s. 111-131. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24977245/>. [cit. 2023-11-04]
103. PRADO, Maria; KHOSLA, Sundeep; CHAPUT, Christopher a GIAMBINI, Hugo. Opportunistic application of phantom-less calibration methods for fracture risk prediction using QCT/FEA. Online. *European Radiology*. 2021, roč. 31, č. 12, s. 9428-9435. ISSN 0938-7994. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08071-w>. [cit. 2023-11-04].
104. Dostupné z: <https://www.mechanical-finder.cz/>. []
105. KEYAK, Joyce H; ROSSI, Stephen A; JONES, Kimberly A a SKINNER, Harry B. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. Online. *Journal of Biomechanics*. 1997, roč. 31, č. 2, s. 125-133. ISSN 00219290. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00123-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00123-1). [cit. 2023-11-04].
106. Dostupné z: <https://www.white-peaks-dental.com/en/produkt-details/coprapeek/> [cit. 2023-11-04]
107. MISCH, C. E. Dental Implant Prosthetics. St. Louis, MO: Mosby, 2 vyd, 2014. ISBN: 9780323078450
108. BERGKVIST, Göran; SIMONSSON, Kjell; RYDBERG, Kristofer; JOHANSSON, Fredrik a DÉRAND, Tore. A Finite Element Analysis of Stress Distribution in Bone Tissue Surrounding Uncoupled or Splinted Dental Implants. Online. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2008, roč. 10, č. 1, s. 40-46. ISSN 1523-0899. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00059.x>. [cit. 2023-11-04].
109. WANG, T. M.; LEU, L. J.; WANG, J. a LIN, L. D. Effects of prosthesis materials and

prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002, roč. 17, č. 2, s. 231-237. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11958406/>. [cit. 2023-11-04]

110. TABATA, Lucas Fernando; GONÇALVES ASSUNÇÃO, Wirley; BARÃO, Valentim Adelino Ricardo; ALVES GOMES, Erica; APARECIDA DELBEN, Juliana et al. Comparison of Single-Standing or Connected Implants on Stress Distribution in Bone of Mandibular Overdentures. Online. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010, roč. 21, č. 3, s. 696-702. ISSN 1049-2275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181d7f202>. [cit. 2023-11-04].

111. JOFRE, J.; CENDOYA, P. a MUNOZ, P. Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: A biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010, roč. 25, s. 1137–1144. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21197490/>. [cit. 2023-11-04]

112. VAFAEI, Fariborz; KHOSHHAL, Masoumeh; BAYAT-MOVAHED, Saeed; AHANGARY, Ahmad Hassan; FIROOZ, Farnaz et al. Comparative Stress Distribution of Implant-Retained Mandibular Ball-Supported and Bar-Supported Overlay Dentures: A Finite Element Analysis. Online. *Journal of Oral Implantology*. 2011, roč. 37, č. 4, s. 421-429. ISSN 0160-6972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00057>. [cit. 2023-11-04].

113. BARÃO, Valentim Adelino Ricardo; ASSUNÇÃO, Wirley Gonçalves; TABATA, Lucas Fernando; DELBEN, Juliana Aparecida; GOMES, Érica Alves et al. Finite Element Analysis to Compare Complete Denture and Implant-Retained Overdentures With Different Attachment Systems. Online. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009, roč. 20, č. 4, s. 1066-1071. ISSN 1049-2275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181abb395>. [cit. 2023-11-04].

114. MENICUCCI, G.; LORENZETTI, M.; PERA, P. et al. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998, roč. 13, s. 369-376. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9638007/>. [cit. 2023-11-04]

115. GERAMY, Allahyar a HABIBZADEH, Sareh. Stress Distribution in Splinted and Unsplinted Implant-Supported Maxillary Overdentures. Online. *Implant Dentistry*. 2018, roč. 27, č. 1, s. 56-62. ISSN 1056-6163. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000708>. [cit. 2023-11-04].

116. JAVAID, Aquib; KALRA, Tarun; KUMAR, Manjit; BANSAL, Ajay a WIRRING, Udey Singh. A Finite Element Analysis on Stress Distribution in Overdenture Implants and Implant Abutment Interface Using Different Attachment Systems: An In Vitro Study. Online. *Dental Journal of Advance Studies*. 2020, roč. 08, č. 01, s. 22-31. ISSN 2321-1482. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-0040-1709093>. [cit. 2023-11-04].

117. KIM, Min-Jeong a HONG, Sung-Ok. Finite element analysis on stress distribution of maxillary implant-retained overdentures depending on the Bar attachment design and palatal coverage. Online. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2016, roč. 8, č. 2. ISSN 2005-7806. Dostupné z: <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.2.85>. [cit. 2023-11-04].

118. FERNANDEZ, Monica A.; SUBRAMANIAN, N.; NAWROCKI, M.; NAWROCKI, A.; CRAIGHEAD, J. et al. Finite Element Analysis (FEA) of Palatal Coverage on Implant Retained Maxillary Overdentures. Online. *Applied Sciences*. 2020, roč. 10, č. 19. ISSN 2076-3417. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/app10196635>. [cit. 2023-11-04].

119. SLOT, Wim; RAGHOEBAR, Gerry M.; VISSINK, Arjan; HUDDLESTON SLATER, James J. a MEIJER, Henny J. A. A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. Online. *Journal*

of *Clinical Periodontology*. 2010, roč. 37, č. 1, s. 98-110. ISSN 0303-6979. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2009.01493.x>. [cit. 2023-11-04].

120. RAGHOEBAR, G. M.; MEIJER, H. J.; SLOT, W.; SLATER, J. J. a VISSINK, A. A. systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants?. Online. *Eur J Oral Implantol*. 2014, roč. 7, č. 2, s. 191-201. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24977255/>. [cit. 2023-11-04]

121. LEÃO, R. S.; MORAES, S. L. D.; VASCONCELOS, B. C. E.; LEMOS, C. A. A. a PELLIZZER, E. P. Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: A systematic review and meta-analysis. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2018, roč. 45, č. 8, s. 647-656. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/joor.12651>. [cit. 2023-11-04].

122. CHAWARE, SachinHaribhau a THAKKAR, SmrutiTushar. A systematic review and meta-analysis of the attachments used in implant-supported overdentures. Online. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2020, roč. 20, č. 3. ISSN 0972-4052. Dostupné z: https://doi.org/10.4103/jips.jips_368_19. [cit. 2023-11-04].

123. HATAKEYAMA, Wataru; TAKAFUJI, Kyoko; KIHARA, Hidemichi; SUGAWARA, Shiho; FUKAZAWA, Shota et al. A review of the recent literature on maxillary overdenture with dental implants. Online. *Journal of Oral Science*. 2021, roč. 63, č. 4, s. 301-305. ISSN 1343-4934. Dostupné z: <https://doi.org/10.2334/josnusd.21-0087>. [cit. 2023-11-04].

124. LANG, Niklaus P. a BERGLUNDH, Tord. Periimplant diseases: where are we now? – Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. Online. *Journal of Clinical Periodontology*. 2011, roč. 38, č. s11, s. 178-181. ISSN 0303-6979. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2010.01674.x>. [cit. 2023-11-04].

125. MERICSKE-STERN, Regina. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998, roč. 79, č. 1, s. 66-73. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70196-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70196-9). [cit. 2023-11-04].

126. FERRIGNO, Nicola; LAURETI, Mauro; FANALI, Stefano a GRIPPAUDO, Guido. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Online. *Clinical Oral Implants Research*. 2002, roč. 13, č. 3, s. 260-273. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130305.x>. [cit. 2023-11-04].

127. CHANG, Hao-Sheng; HSIEH, Yao-Dung a HSU, Ming-Lun. Long-term survival rate of implant-supported overdentures with various attachment systems: A 20 - year retrospective study. Online. *Journal of Dental Sciences*. 2015, roč. 10, č. 1, s. 55-60. ISSN 19917902. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jds.2014.06.004>. [cit. 2023-11-04].

128. VISSER, A.; RAGHOEBAR, G. M.; MEIJER, H. J. a VISSINK, A. Implant-retained maxillary overdentures on milled bar suprastructures: a 10 - year follow-up of surgical and prosthetic care and aftercare. Online. *Int J Prosthodont*. 2009, roč. 22, č. 2, s. 181-192. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19418867/>. [cit. 2023-11-04]

129. ENGQUIST, B.; BERGENDAL, T.; KALLUS, T. a LINDEN, U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988, roč. 3, č. 2, s. 129-134. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3075194/>. [cit. 2023-11-04]

130. NÄRHI, T. O.; HEVINGA, M.; VOORSMIT, R. A. a KALK, W. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: a retrospective study. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001, roč. 16, č. 2, s. 259-266. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11324214/>. [cit. 2023-11-04]

- 131.** SCHWARTZ-ARAD, Devorah; KIDRON, Nomi a DOLEV, Eran. A Long-Term Study of Implants Supporting Overdentures as a Model for Implant Success. Online. *Journal of Periodontology*. 2005, roč. 76, č. 9, s. 1431-1435. ISSN 0022-3492. Dostupné z: <https://doi.org/10.1902/jop.2005.76.9.1431>. [cit. 2023-11-04].
- 132.** WIDBOM, Christin; SODERFELDT, Bjorn a KRONSTROM, Mats. A Retrospective Evaluation of Treatments with Implant-Supported Maxillary Overdentures. Online. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2005, roč. 7, č. 3, s. 166-172. ISSN 1523-0899. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00061.x>. [cit. 2023-11-04].
- 133.** MERICSKE-STERN, R.; OETTERLI, M.; KIENER, P. a MERICSKE, E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002, roč. 17, č. 5, s. 678-686. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12381068/>. [cit. 2023-11-04]
- 134.** SADOWSKY, Steven J. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: A systematic review. Online. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007, roč. 97, č. 6, s. 340-348. ISSN 00223913. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60022-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60022-5). [cit. 2023-11-04].
- 135.** KRENNMAIR, G.; KRAINHÖFNER, M. a PIEHSLINGER, E. Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: a retrospective study. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007, roč. 22, s. 987-994. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18271381/>. [cit. 2023-11-04]
- 136.** FINLEY, Jon M. Restoring the Edentulous Maxilla Using an Implant-Supported, Matrix-Assisted Secondary Casting. Online. *Journal of Prosthodontics*. 1998, roč. 7, č. 1, s. 35-39. ISSN 1059-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1998.tb00174.x>. [cit. 2023-11-04].
- 137.** BOVEN, G. Carina; MEIJER, Henny J. A.; VISSINK, Arjan a RAGHOEBAR, Gerry M. Maxillary implant overdentures retained by use of bars or locator attachments: 1 - year findings from a randomized controlled trial. Online. *Journal of Prosthodontic Research*. 2020, roč. 64, č. 1, s. 26-33. ISSN 18831958. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.04.013>. [cit. 2023-11-04].
- 138.** KATSOULIS, J.; BRUNNER, A. a MERICSKE-STERN, R. Maintenance of implant-supported maxillary prostheses: a 2 - year controlled clinical trial. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011, roč. 26, č. 3, s. 648-656. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21691613/>. [cit. 2023-11-04]
- 139.** AKCA, K.; CEHRELI, M. C. a UYSAL, S. Marginal bone loss and prosthetic maintenance of bar-retained implant-supported overdentures: a prospective study. Online. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010, roč. 25, č. 1, s. 137-145. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20209196/>. [cit. 2023-11-04]