



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

PEVNOSTNÍ ANALÝZA DENTÁLNÍCH IMPLANTÁTU V KONTEXTU PLATNÝCH NOREM

ANALYSIS OF DENTAL IMPLANTS IN THE CONTEXT OF CURRENT STANDARDS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ondřej Šlajs

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2023

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Ondřej Šlajs
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2022/23

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

Pevnostní analýza dentálních implantátů v kontextu platných norem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zavedení dentálních implantátů je v současné době rutinní záležitostí. Na trhu se objevují stále nové typy dentálních implantátů lišící se nejen tvarem, ale i způsobem zavedení. Práce je zaměřena na řešerše platných norem pro dentální implantáty. Dále vytvoření výpočtového modelu vybraného dentálního implantátu a provedení jeho deformační a napěťové analýzy. K tomuto účelu bude využito metody konečných prvků.

Cíle bakalářské práce:

1. Provést podrobnou řešeršní studii související s řešenou problematikou.
2. Prostudovat přehled norem pro zkoušky dentálních implantátů.
3. Vytvoření modelu geometrie dentálního implantátu.
4. Vytvoření výpočtového modelu dentálního implantátu a provedení deformační a napěťové analýzy.

Seznam doporučené literatury:

MARCIÁN, P.; WOLFF, J.; HORÁČKOVÁ, L.; KAISER, J.; ZIKMUND, T.; BORÁK, L.: Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. Computers in Biology and Medicine, 2018, č. 96, s. 157-165.

MARCIÁN, Petr. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí disertační práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

Abstrakt

Prezentovaná práce se zabývá tvorbou geometrie zubních implantátů ze skutečných vzorků a jejich deformačně-napěťové analýzy a to vše v kontextu platných norem. V první části práce je uvedena rešerše, která chronologicky prezentuje od anatomie až po geometrii závitů implantátů. V další části jsou prezentovány platné normy stahující se k problematice zubní implantologie. V poslední části práce je popsána tvorba modelů, nastavení charakteristik deformačně-napěťové analýzy a prezentace konečných výsledků. Deformačně-napěťová analýza je tvořena dle zadání zátěžové zkoušky v aktuálně platné normě.

Abstract

Presented bachelor thesis focuses on geometry production of dental implants from the real samples and their stress-strain analysis all in context of the current standards. In the first part of the thesis a research ranging from the basic anatomy to geometry of implant threads is presented. In the next part the current standards applicable to dental implants are presented and explained. Last part is focused on description of geometry of studied implants and their stress-strain behavior. All this is in context with valid standards.

Klíčová slova

Dentální implantát, normy, deformačně-napěťová analýza, MKP

Keywords

Dental implant, standards, stress-strain analysis, FEM

Citace

ŠLAJS, Ondřej. *Pevnostní analýza dentálních implantátů v kontextu platných norem*. Brno, 2023. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Tato strana je záměrně prázdná

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci *Pevnostní analýza dentálních implantátů v kontextu platných norem* vypracoval samostatně pod vedením pana Ing. Petra Marciána Ph.D. a s použitím odborné literatury a zdrojů uvedených v seznamu.

Ondřej Šlajs

Poděkování

Předně bych rád poděkoval vedoucímu této práce, panu Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. zejména za ochotu se mi věnovat, předávat své zkušenosti a znalosti, také však za lidský přístup při pracování práce.

Velké díky patří také mým rodičům, bratrovi, prarodičům a přítelkyni Kristýně, za nekončící podporu při studiu i mimo něj.

Ondřej Šlajs

Obsah

Prohlášení	vii
Poděkování	viii
Úvod	xi
Popis problémové situace	xii
Cíle práce	xii
Popis problémové situace	xii
Formulace problému	xii
Cíle práce	xii
1 Řešerše související s řešenou problematikou	1
1.1 Základy stomatologické anatomie	1
1.2 Kostní tkáň	1
1.3 Zub a jeho stavba	3
1.4 Svaly při skusu	3
1.4.1 Okluzní síly	3
1.5 Oseointegrace	5
1.6 Nemoci spojené s implantologií	5
1.6.1 Periimplantitida	5
1.6.2 Osteroporóza	6
1.6.3 Nekróza kostní tkáně	6
1.7 Popis a rozdělení zubních implantátů	7
1.7.1 Způsoby uchycení v kosti	7
1.7.2 Rozdělení implantátů	7
1.7.3 Miniimplantáty	8
1.8 Typy závitů válcových implantátů	9
1.9 Mikrozávit	11
1.10 Materiály	12
2 Přehled norem pro zkoušky dentálních implantátů	14
3 Rešerše související s deformačně-napěťovou analýzou	19
4 Výpočtové modelování	20
4.1 Vytvoření modelu geometrie dentálního implantátů	20
4.1.1 Rentgenová mikrotomografie	20
4.1.2 ImageJ	21
4.1.3 Medical 3D Image Modeling	21
4.1.4 GOM Inspect	22
4.1.5 SolidWorks	23
4.1.6 Porovnání naměřených a vymodelovaných dat	24
4.2 Model materiálu	24
4.3 Diskretizace modelu	26
4.4 Ověření konečno-prvkové sítě	27

4.5	Model vazeb a okrajových podmínek	28
4.6	Model zatížení	28
5	Prezentace a analýza výsledků	30
5.1	Implantát č.1 - Celková deformace	31
5.2	Implantát č.1 - napětí dle teorie HMM	31
5.3	Implantát č.2 - Celková deformace	32
5.4	Implantát č.2 - napětí dle teorie HMM	32
5.5	Porovnání implantátů	34
5.6	Redukovaná napětí pro různé materiály přípravku	35
6	Závěr	38
7	Seznam použitých zdrojů	39
	Seznam obrázků	42
	Seznam tabulek	43

Úvod

Problematika zubní implantologie je velmi aktuálním a dynamicky se rozvíjejícím tématem. Zubní implantologie je inovativní obor.

Implantologie je metoda, při které dochází k nahrazení vlastního chybějícího zubu pacienta implantátem. Zubní implantát (náhražka chybějícího zubu) se chirurgicky zavede do čelistní kosti pacienta a slouží pak jako umělý zubní kořen plně simulující zub [34].

V dnešní době jsou moderní implantáty vyráběny z biokompatibilních materiálů, kterým vévodí titan [11]. Tento materiál lidské tělo dobře přijímá, snadno se slučuje s kostí a umožňuje pevné a trvalé spojení po oseointegraci.

Vzhledem k tomu, že jsou implantáty zaváděny přímo do těla pacienta, musí splňovat veškeré požadavky na zdravotnické prostředky. Musí tedy dostát požadavkům příslušných právních a technických norem včetně evropské legislativy a požadavkům a dozoru Státního ústavu pro kontrolu léčiv (SÚKL). Proces výroby i užití implantátů podléhá kritické kontrole.

Neustálý pokrok v oblasti vývoje biokompatibilních materiálů a zaváděcích technik vede k tomu, že se implantologie se stává ve stomatologii čím dál tím více dostupnější metodou péče o chrup [34].

Díky svému přirozenému vzhledu a funkčnosti se implantáty stávají stále populárnější volbou pacientů, kteří chtějí obnovit svou úplnou zubní soustavu a vrátit se k plnohodnotnému životu s pevnými a esteticky působivými zuby.

Popis problémové situace

Zavádění dentálních implantátů je v současné době relativně rutinní záležitostí. Dle světové zdravotnické organizace 15 % populace ve věku 35 – 44 let ztratilo alespoň 1 zub a 30 % seniorů ve věku 65 – 74 let nemá žádný vlastní stálý zub [25].

Výroba, návrh i prodej dentálních implantátů, jakožto zdravotnických prostředků, vyžaduje spolupráci s platnými technickými normami, legislativou i nařízením Evropské komise. Práce je zaměřena na rešerši norem platných pro dentální implantologii a vytvoření geometrie dvou dentálních implantátů. Poslední část práce je zaměřena na provedení deformačně-napěťové analýzy v kontextu normy ISO 14801.

Při určení deformačně-napěťových stavů dentálních implantátů a tím i určení jejich kritických míst je třeba zajistit odpovídající geometrii. Kvůli složitosti modelu byla využita metoda konečných prvků. Výpočtový model vyžaduje vytvoření dílčích modelů geometrie (abutmentu, přípravku atd.), modelu materiálu a modelu okrajových podmínek. Pro tvorbu geometrie bylo využito dvou reálných nitrokostních zubních implantátů. Jejich geometrie byla zpětně zrekonstruována z mikro-CT snímků.

Formulace problému

Provedení deformačně-napěťové analýzy v kontextu platných norem

Cíle práce

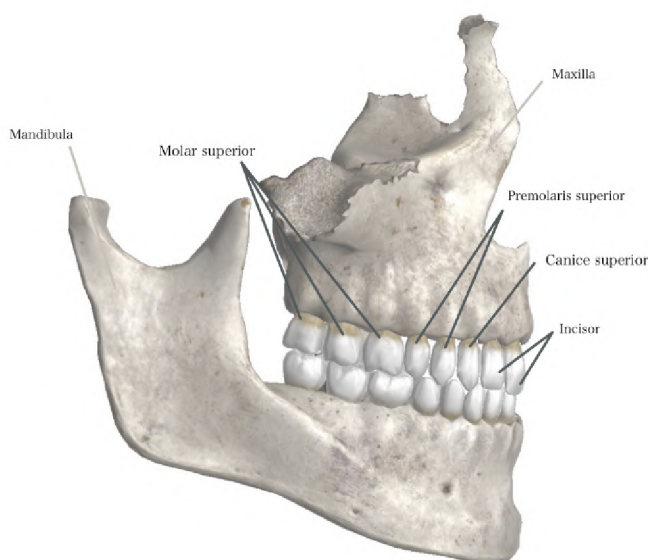
1. Provést podrobnou rešeršní studii související s řešenou problematikou.
2. Prostudovat přehled norem pro zkoušky dentálních implantátů.
3. Vytvoření modelu geometrie dentálního implantátu.
4. Vytvoření výpočtového modelu dentálního implantátu a provedení deformační a napěťové analýzy.

1 Řešerše související s řešenou problematikou

1.1 Základy stomatologické anatomie

Lidský chrup obsahuje celkem 32 zubů. Jde o řezáky (dentes incisivi), špičáky (dentes canini), třenové zuby (dentes premolares) a stoličky (dentes molares). Celkově se běžně v ústní dutině nachází 8 řezáků, 4 špičáky, 8 třenových zubů a 12 stoliček. Chrup se vyvíjí a vzniká ve 2 generacích, a to zubech mléčných – dočasných (dentes decidui) a zubech stálých.

Dle obr.1 lze vidět, že zuby jsou rozděleny do dvou čelistí. Horní čelist (maxilla) a dolní čelist (mandibula). Horní čelist je zodpovědná za přenos napětí do celé lebky, zatímco spodní čelist absorbuje veškeré namáhání od svalové aktivity, které na obě čelisti působí. Kostní tkáň v oblasti dolní čelisti je tudíž mnohem tužší, než ta v oblasti čelisti horní.



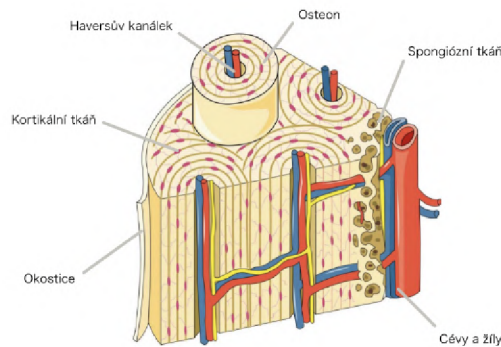
Obrázek 1: Jednotlivé zuby v kontextu horní a dolní čelisti [8]

1.2 Kostní tkáň

Kostní tkáň je pojivová tkáň vzniklá osifikační činností osteoblastů. Z makroskopického hlediska lze rozdělit na kompaktní a spongiozní. Tkáň je tvořena fibrilární částí, lamelárními trámečky (zde jsou umístěny kostní buňky) a okosticí.

Základním stavebním kamenem kompakty je osteon. Toto sdružení až 20 lamel vytváří buď soustředné nebo podélné uspořádání kosti. Ve středu osteonů se nachází Haversův kanálek ve kterém jsou umístěny cévy a nervy. Popis struktury kosti je prezentován na obr.2.

Kost je živá tkáň, která se vyvíjí v čase. Tento vývoj je závislý na silovém působení. Při tomto procesu vznikají nové osteony tvořené množstvím lamel, které se vyskytují vedle osteonů starších.



Obrázek 2: Popis struktury kosti [42]

Kortikální (kompaktní) kostní tkáň

Tato velmi tvrdá kostní tkáň se skládá z mineralizovaných pevných a pravidelných kolagenních vláken. Základními minerály jsou vápník a fosfor. Tyto prvky dávají kosti pevnost a odolnost při zatížení hlavně v tlaku [40]. Tento typ tkáně se nachází převážně na povrchu kostí a tím chrání měkké vnitřní vrstvy kostní. Kompakta je velmi odolná proti namáhání v ohybu a krutu, což pomáhá zvládat silové působení v těle. Dává hlavní oporu zubům. Materiál kosti se obvykle udává jako lineární a isotropní.

spongiozní kostní tkáň

Tato tkáň je velmi často označována jako houbovitá nebo též trabekulární. Vytváří výplň kosti a je tvořena tráměčky, které mohou být různě orientované v závislosti na poloze v těle. Její hustota a rozložení se může v čase měnit a reagovat na zvýšenou fyzickou aktivitu či hormonální změny.

Tvoří třídimenzionální mřížkovou strukturu, která je lehčí než kortikální tkáň. Obvykle je obklopena právě kortikální kostí, která se ustaví a dodává vyšší pevnost a tuhost celé kosti. Materiálové vlastnosti jsou prezentované v tab.1. Vysokou předností takové mřížkové struktury kosti je tlumení rázů a přenos sil skrz klouby.

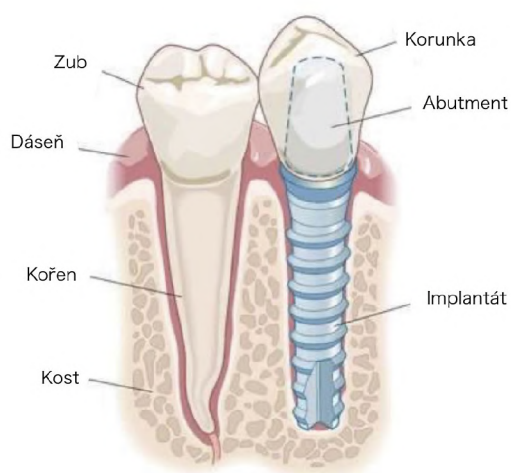
Tabulka 1: Materiálové vlastnosti lineárního isotropního modelu kostních tkání [16] [37] [39] [10]

Druh tkáně	Youngův modul pružnosti E [GPa]	Poissonův poměr μ [-]
Kortikální	13.7	0.31
spongiozní	1.37	0.3

1.3 Zub a jeho stavba

Jak bylo popsáno v kapitole 1.1 v ústní dutině se nachází 32 zubů. Samotný zub má funkci uchopovací, dělicí a rozměňovací. Skládá se ze skloviny, zuboviny, cementu a zubní dřevě. Na obr.3 lze pozorovat rozdíl mezi zubem a implantátem.

- sklovina (enamelum) – je nejtvrdějším tkání v těle
- zubovina (dentin) – tvoří hlavní hmotu zubu a vstupují zde nervová vlákna z dřevěné dutiny
- cement (cementum) – pokrývá krček a kořen zubu. V pozici krčku je tenká cementová vrstva, která je v místě kořene výrazně tlustší
- zubní dřevě (pulpa dentis) – jedná se o měkkou růžovou tkáň, která je tvořena řídkým vazivem s nervy a mizními cévami, které vstupují hrotovým otvorem



Obrázek 3: Stavba zubu v porovnání s implantátem [2]

1.4 Svaly při skusu

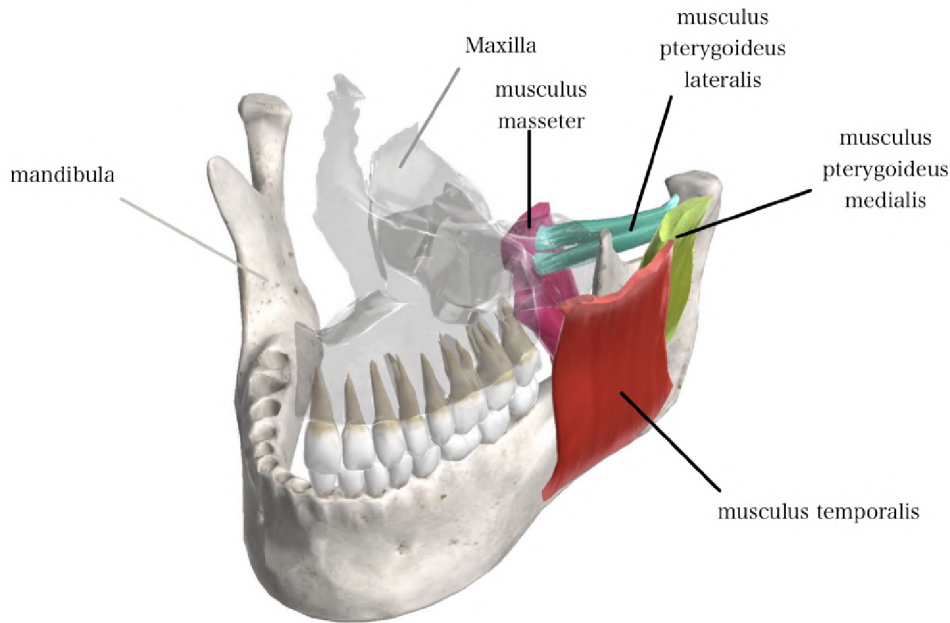
Svalovina v těle člověka je rozdělena na tři typy, a to na hladkou, kosterní a srdeční svalovinu. Svaly zodpovědné za proces skusu jsou kosterního typu [8]. Tento typ svaloviny je příčně pruhovaný a vůli ovladatelný.

Žvýkání je proces, který je spojován s pohybem čelistí a je rozdělen do fázi oddělení, rozmělnění a polknutí sousta [23]. Do skupiny žvýkacích svalů patří: vnější sval žvýkací (musculus masseter), sval spánkový (musculus temporalis), boční sval křídlový (musculus pterygoideus lateralis) a vnitřní křídlový sval (musculus pterygoideus medialis), jak lze vidět na obr.4. Pomocí těchto 4 svalů je možný pohyb obou čelistí [8] [23].

1.4.1 Okluzní síly

Na implantát působí při běžném užívání zatížení způsobené žvýkáním. Tyto síly vznikají při rozměňování potravy a obecně při skusu. Primárním cílem implantologie je velmi pevné spojení kosti a implantátu. Síly přenášené procesem žvýkání se koncentrují hlavně na rozhraní kosti a implantátu [41].

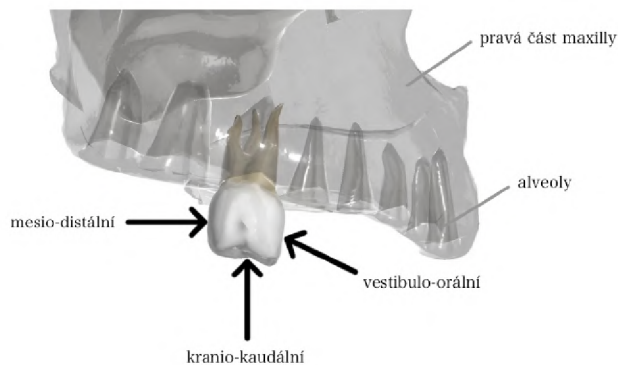
Měření okluzních sil sahá až do 17. století. Tehdejší způsob měření byl poměrně drastický. Struna s vývahou se uchytila za moláry v mandibule a zvyšovala se zátěž a měřilo se zatížení. V 19. století se



Obrázek 4: Žvýkácké svaly [27]

začal používat pevný kovový článek místo struny, ale způsob zatěžování zůstal stejný. V současnosti se nejčastěji používá způsob gnatodynamometru, optických metod či piezoelektrických senzorů [36].

Výsledné změřené síly se liší u různých zubů a je známo, že nejvyšších hodnot dosahují v oblasti prvních molárů. Hodnoty sil jsou v rozmezí 50 - 1030 N [23] [27] [30]. Dále hodnoty velmi závisí na pohlaví, věku a způsobu snímání. Jelikož tyto síly působí v prostoru viz. obr.5, rozkládají do různých rovin a mají různé velikosti.



Obrázek 5: 1. molár a síly na něj působící [37]

Oliver Röhrle z univerzity ve Stuttgartu provedl studii, kde experimentálně změřil síly působící na prvních molárech. Při skusu bylo dosaženo nejvyšších sil v inferior-superiorní rovině 617,8 N, v anteriorní rovině 256,6 N a nejmenší síla byla sledována v rovině mediální 65,7 N [37]. Tyto výsledky jsou v souladu s dalšími pracemi [29] [30].

1.5 Oseointegrace

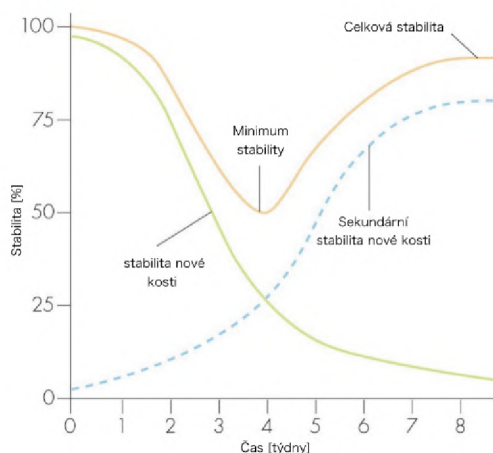
Proces oseointegrace byl popsán v roce 1952 švédským lékařem a vědcem Per-Ingvarem Brånemarkem [34]. Jedná se o proces spojení implantátu a kosti pacienta. Docílí se vytvoření rigidního spoje, který fixuje implantát v kosti i při funkčním zatížení [34]. Je-li implantát oseointegrovaný, je jeho pohyb v kostním lůžku velmi obtížně změřitelný s posuvy v řádech desítek mikrometrů. Takto uchycený implantát má velmi podobné vlastnosti jako přirozený zub. Aby byl implantát klasifikován jako úspěšný, musí být oseointegrovaný po celou dobu jeho životnosti [11]. Je třeba podotknout, že úspěšnost oseointegrace také záleží na povrchové úpravě implantátu a jeho adhézních vlastnostech. Oseointegrace se rozděluje na primární a sekundární. Závislosti stability na čase lze vidět na obr.6.

Primární stabilita

Primární stabilita je popsána jako absence mobility implantátu v kostním lůžku po jeho vložení. Klesá během prvních 3 až 6 týdnů. Nejvíce ji ovlivňuje geometrie implantátu, kvalita a kvantita kostní tkáně a technika zavedení implantátu.

Sekundární stabilita

Obecně sekundární stabilita implantátu vychází z procesu oseointegrace a je zodpovědná za dlouhodobou úspěšnost. Tento proces přímo navazuje na proces primární stability. Vyznačuje se vytvořením nové kostní tkáně okolo zavedeného implantátu a vytvořením vhodné podpory pro dlouhodobou životnost.



Obrázek 6: Závislost primární a sekundární stability implantátu na čase [33]

1.6 Nemoci spojené s implantologií

V této sekci práce jsou popsány nemoci, které jsou spojované s dentální implantologií. Příklady těchto nemocí lze vidět na obr.7.

1.6.1 Periimplantitida

Tato patologická změna je definována jako: *Progresivní ztráta kosti v okolí implantátu doprovázena zánětlivými změnami měkkých tkání,*“ [41].

Toto progresivní onemocnění postihuje celý komplex kostních tkání obklopujících implantát. Dochází k resorpci kosti a narušení oseointegrace implantátu. Projevuje se viditelných úbytkem kosti na rentgenových snímcích a přítomností zánětu [41].

Mezi faktory zvyšující pravděpodobnost periimplantitidy patří:

- Kouření
- Špatná úroveň ústní hygieny
- Diabetes, imunodefekty
- Parodontitida

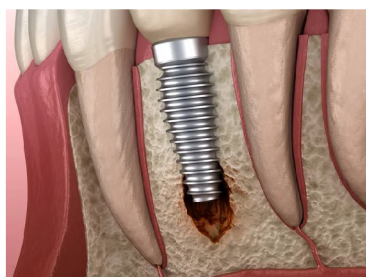
1.6.2 Osteoporóza

Onemocnění kostní tkáně, při které je snížena její densita. Toto onemocnění je dlouho asymptomatické a projevuje se částečnou deformací postavy (zvětšení zakřivení páteře, změna výšky). Diagnóza osteoporózy často přichází při rentgenovém vyšetření a její včasná indikace je nezbytná pro léčbu. Léčba osteoporózy je často složitá. Často se povede její průběh pouze zmírnit či zastavit [22].

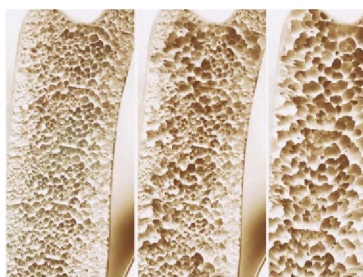
1.6.3 Nekróza kostní tkáně

Nekróza kostní tkáně je stav, kdy tkáň odumírá a ztrácí schopnost udržet svou funkci. Tato nevratná změna, kdy odumírají kostní buňky, může vést ke vzniku trhlin v kostech a k následné ruptuře.

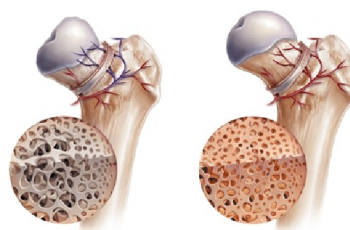
Obvykle se vyskytuje u osob ve věku 30 – 50 let v kloubech nebo v kostech, které jsou vystaveny největšímu zatížení.



(a) Periimplantitida



(b) Osteoporóza



(c) Nekróza kostní tkáně

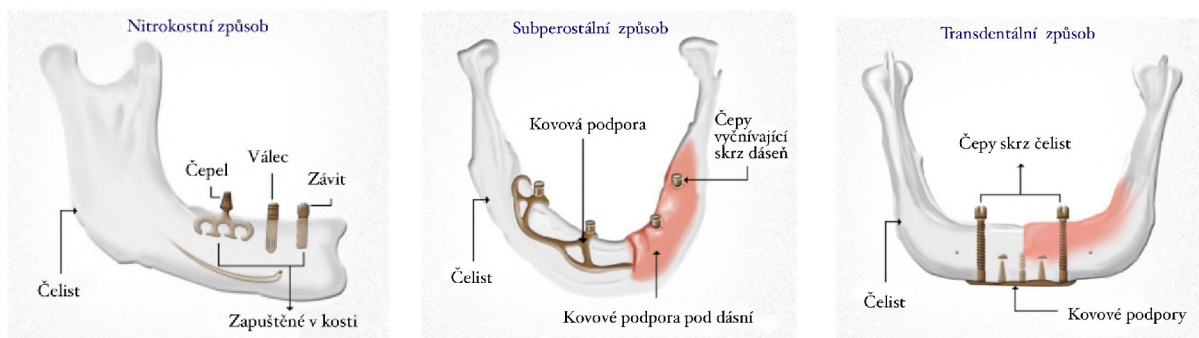
Obrázek 7: Nemoci vztahující se k zubním implantátům

1.7 Popis a rozdělení zubních implantátů

1.7.1 Způsoby uchycení v kosti

V momentální klinické praxi se používá široká škála zubních implantátů. Jejich dělení může být dle tvaru, složení, povlakování či uchycení v ústní dutině. Existují 3 typické způsoby uchycení, a to nitrokostní (uchyceny v kosti), subperiostální (uchyceny v dásni) a transdentální (uchyceny v okostici). Jednotlivé typy uchycení jsou zobrazeny na obr.8.

1. Nitrokostní způsob – způsob zavedení implantátu je přímo do kosti (maxilly či mandibuly) pacienta. Implantát je zpravidla kónický nebo se závitem vyrobeným z keramiky nebo slitiny titanu. Tento způsob je v klinické praxi nejpoužívanější.
2. Subperiostální způsob – tento způsob se vyznačuje zavedením metalické podpory, která je uchycena přímo na čelisti pacienta pod dásní. Implantát se poté zavádí skrz dásně na uchycenou podporu.
3. Transdentální způsob – tento přístup zavádí podporu na spodní část dolní čelisti. Používá se pouze u mandibuly.



Obrázek 8: Způsoby uchycení implantátů v kosti

1.7.2 Rozdělení implantátů

Válcový zubní implantát

Tento druh je nejpoužívanějším typem nitrokostních zubních implantátů. Válcové implantáty jsou charakteristické svým závitem po celém těle implantátu a souměrností dle osy jím vedené. Téměř vždy se tento implantát skládá ze dvou částí, a to nitrokostní částí (fixtury) a intraorální částí (abutmentu). Celá nitrokostní část se vhojuje do kosti a její charakteristikou je velmi dlouhá životnost a pevné spojení po oseointegraci.

Šimůnek dělí průměry válcových implantátů od 3 – 6 mm a jejich délku od 6 - 20 mm. Novější implantáty mají tvar kuželový se závit, který označuje jako tapered [7].

Válcové implantáty jsou velmi citlivé na způsob vložení do kosti, hygienu pacienta a kvalitu konstrukce. Jejich dlouhodobé výsledky a úspěšnost dosahují velmi dobrých hodnot.

Čepelkový implantát

Tyto implantáty se skládají z jednodílného kusu kovu, který je vložen do kosti v místě zubního lůžka. Na rozdíl od jiných typů zubních implantátů, které mají cylindrický tvar, mají čepelkové implantáty tvar čepelky nebo listu.

V dalším vývoji byly zkonstruovány dvoudobé čepelkové implantáty mající tu výhodu, že se nejdříve zavede tělo čepelky, které se nechá vhojit a až poté se přišroubuje pilíř. Jejich velkou výhodou je poměrně jednoduchá konstrukce. Čepelkové implantáty velmi dobře doplňují schopnosti válcových implantátů. Rozšiřují a mohou zjednodušit možnosti rekonstrukce chrupu [41].

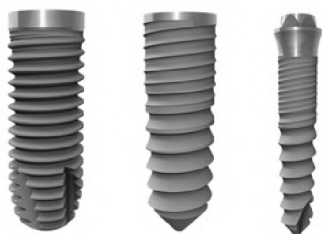
Transmandibulární implantát

Tyto implantáty mají poměrně složitou konstrukci, která se skládá ze soustavy čepů, které jsou umístěné pod hranou dolní čelisti a procházejí skrz. Soustavy těchto čepů tvoří konstrukci, která je z dlouhodobého hlediska velmi úspěšná. Zavádění tohoto implantátů je však náročné, vyžaduje celkovou anestezii a může být rizikem pro pacienta [43] [41].

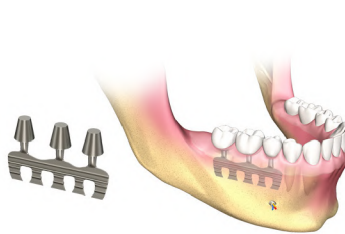
1.7.3 Miniimplantáty

Mezi tuto třídu nejmenších implantátů, která je odnoží válcových implantátů, patří implantáty tranzitorní neboli provizorní. Zavádí se při kotvení dočasné fixní náhrady. Jelikož jde o provizorní implantáty, které se implantují zpravidla na dobu 5 měsíců, nedochází k oseointegraci. Jejich povrch je obrobený, proto jsou snadno odstraňovány vyšroubováním [41]. Jejich průměr je mezi 1,8 – 2,5 mm a vyrábějí se z titanu.

Mezi další typ miniimplantátů patří bikortální šrouby, které mají větší průměr a závit s vysokým stoupáním. Tento typ implantátů má hrot, který se zapouští do kompaktní kosti. Mají vysokou úspěšnost a nejsou náročné na celkovou tloušťku kosti.



(a) Válcové a miniimplantát [48]



(b) Čepelkový implantát [1]



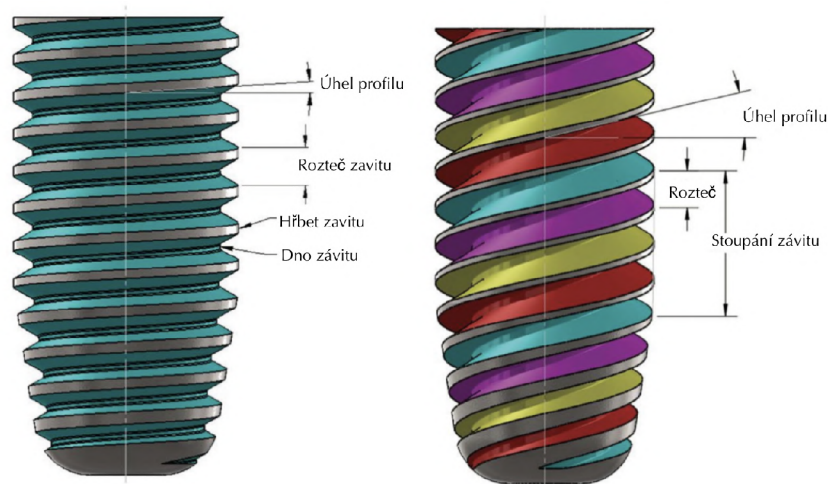
(c) Transmandibulární implantát [47]

Obrázek 9: Různé druhy implantátů

1.8 Typy závitů válcových implantátů

Závity na válcových zubních implantátech se vyskytují v několika konfiguracích. Obecné rozdělení je na jednochodé závity a vícechodé závity (obr.11). Hlavní charakteristiky závitu implantátu jsou zobrazeny na obr.10.

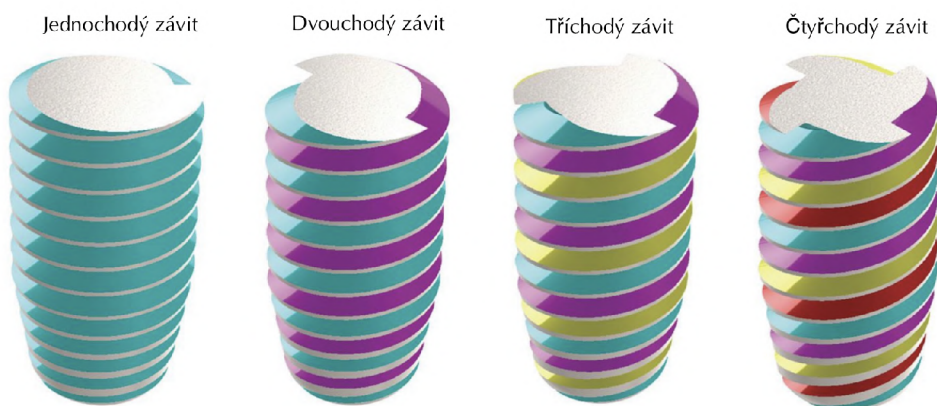
Implantát je svou stavbou velmi podobný šroubu, a proto pro popis závitu implantátu si lze představit klasický šroub.



Obrázek 10: Jednochodý a vícechodý závit

Obecně se dá říci, že typ závitu je zvolen tak, aby maximalizoval počáteční kontakt, zvětšil kontaktní plochu a usnadnil rozptýlení napětí na rozhraní implantátu a kosti. Typ závitu implantátu a jeho celkový povrch je důležitým vstupem pro primární i sekundární stabilitu implantátu, oseointegraci a jeho celkovou životnost.

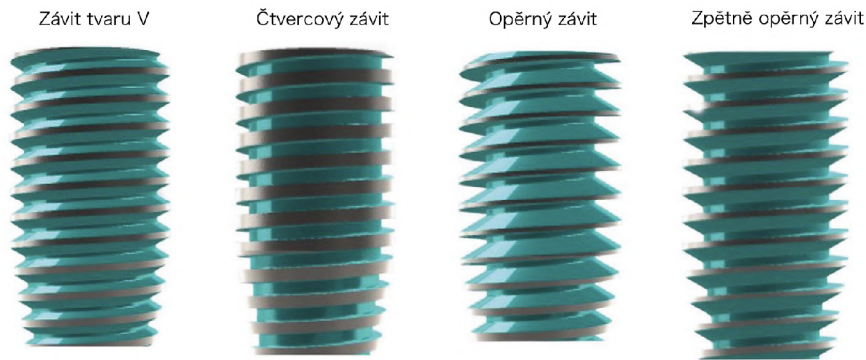
Z důvodu rychlejší implantace byly uvedeny vícechodé závity. Mezi kandidáty se uvádí implantáty s dvouchodým a čtyřchodým závitem. V momentální praxi je stále nejpoužívanějším typem závitů implantátů jednochodý závit [6].



Obrázek 11: Typy vícechodých závitů [6]

Dále se implantáty dělí svým typem na:

- Implantáty se závitěm tvaru V
- Implantáty se čtvercovým závitěm
- Implantáty s pilovitým závitěm
- Implantáty s obráceným pilovitým závitěm

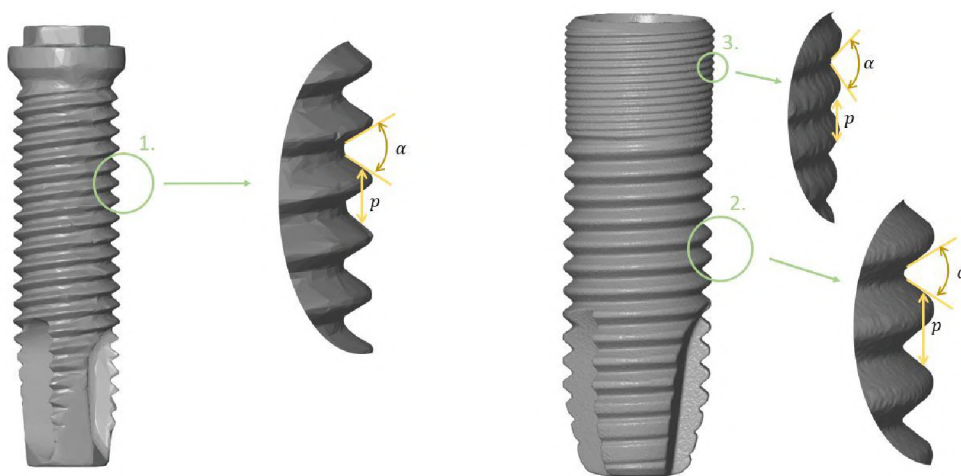


Obrázek 12: Typy závitů implantátu [6]

Závit tvaru V a opěrný závit byly jedny z prvních používaných u válcových implantátů. Tyto závitě slouží k disipaci okluzních sil do kosti obklopující implantát. Závit typu V je strukturně pevný, ale přenáší kvůli své geometrii více smykových sil do kosti. Čtvercový závit přenáší okluzní síly s menším smykovým zatížením, ale je méně pevný. Mezi nejpevnější typ závitů patří opěrný závit. Kombinuje velmi dobré výsledky primární stability a přenáší malá smyková napětí do kosti [6]. Různé typy závitů jsou zobrazeny na obr.12.

Závitě tvaru V používá firma Branemark System nebo Screw-Vent. Závit čtvercový se vyskytuje u implantátů firmy BeoHorizons. Implantáty s pilovitým závitěm používá firma Straumann a implantáty s obráceným pilovitým závitěm lze nalézt u firmy Nobel Biocare [6].

V této práci jsou řešeny 2 typy implantátů. Závitě těchto implantátů jsou vyobrazeny ze zrekonstruovaných dat z mikro-CT na obr.13 a jejich hlavní rozměry jsou v tab.2.



Obrázek 13: Detaily závitů 2 studovaných implantátů

Tabulka 2: Rozměry závitů zrekonstruovaných implantátů

Číslo závitů	Rozteč P [mm]	Úhel profilu [stupně]
Závit č.1	0,6	80
Závit č.2	0,65	55,5
Závit č.3	0,2	45

1.9 Mikrozávit

U některých implantátů se v horní části pod krčkem nachází mikrozávit, který lze vidět na obr.14. Mikrozávit pomáhá rovnoměrnějšímu rozložení namáhání v kortikální kostní tkáni a zároveň zvětšuje plochu implantátu a tím napomáhá primární stabilitě [34]. Rozteč bývá velmi malá, v případně studovaného implantátu byla rozteč mikrozávitů 0,2 mm.



Obrázek 14: Profil mikrozávitů vyfocený pomocí 3D Zeiss mikroskopu na Mezinárodním strojírenském veletrhu

1.10 Materiály

Vývoj materiálů pro potřeby v dentální implantologii spadá do 60. let 20. století. [34] a patří k jednomu z určujících aspektů dentální implantologie. Během vývoje se hledaly materiály, které by byly svými vlastnostmi stabilní s biologickým prostředím uživatele a zároveň splňovaly mechanicko-fyzikální vlastnosti na ně kladené. V 70. letech byly vymezeny podmínky biokompatibility, které by neměly škodit uživateli ani vlastnímu materiálu při kontaktu in-vivo. Při výběru implantačního materiálu je třeba brát v potaz nejen biologické, chemické, fyzikální a mechanické vlastnosti, ale i specifika hostitelské tkáně [41].

Materiály používané k výrobě moderních implantátů musí splňovat následující vlastnosti:

- Nesmí škodit organismu a tkáním, ve kterých se vyskytují
- Musí být biologicky stabilní a organismem snášenlivé (nezpůsobovat resorpci kostního lůžka, nepodléhat biodegradaci, nenarušovat metabolismus pacienta)
- Opracování a sterilizace by neměly činit obtíže
- Musí být rentgen-contrastní a vyhovovat z estetického a hygienického hlediska
- Musí splňovat mechanické vlastnosti kladené na implantát. Měly by vykazovat dostatečnou pevnost, tuhost a elektrochemickou stálost [41]

Materiály vhodné pro možné použití v dentální implantologii prezentované v tab.3:

Tabulka 3: Vlastnosti materiálů používaných v dentální implantologii [34]

Materiál	Mez kluzu R_e [MPa]	Modul pružnosti E [GPa]	Poissonův poměr μ [-]
Titan-hliník-vanad (Ti-6Al-4V)	880	117	0,31
Nerezová ocel	205	193	0,305
Zirkoniumoxidová keramika (ZrO ₂)	496	150	0,26
Titan třída 4	480	104,5	0,33

Z těchto materiálů vynikal celkovou skladbou vlastností titan. Byl objeven britským chemikem Williamem Gregorem. Vyznačuje se svou lehkostí, dostatečnou tvrdostí a pevností, není toxický a je odolný proti korozi. Velkou výhodou je schopnost pasivace povrchu oxidickými vrstvami, jejichž tloušťka je v rozmezí 20 – 100 Å (1×10^{-10} m), čímž velmi přispívá k biokompatibilitě.

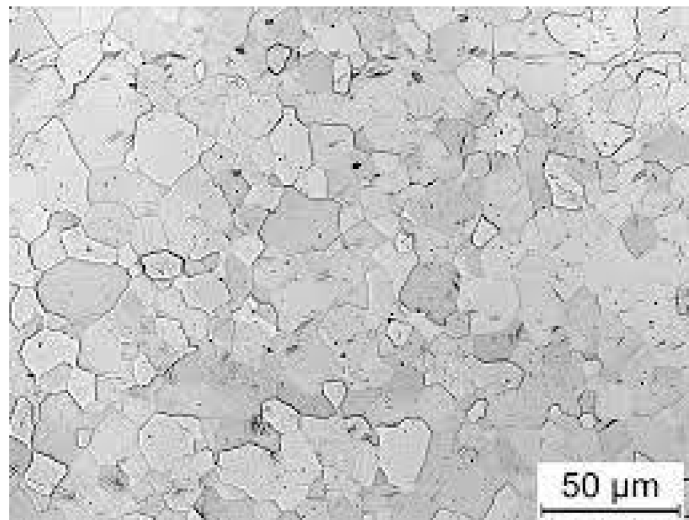
Titan se vyrábí ve slitinách prezentovaných v tab.4 a mezi nejpoužívanější v různých typech implantátů patří 90Ti-6Al-4V, která dosahuje pevnosti v tahu až 1250 MPa [34].

Titan se vyrábí v 29 třídách. První 4 jsou třídy s minimálním obsahem 99 % titanu. Každá třída má mírně jiné vlastnosti, mírně jiné legující prvky a jiné vhodné možnosti použití.

Švédská firma Nobel Biocare vyrábí své implantáty z titanu 1. třídy, zatímco Švýcarská firma Straumann a česká firma Lasak vyrábí implantáty ze 4. třídy titanu. Tento materiál má sice nižší mez pevnosti, ale zajišťuje výbornou biokompatibilitu. Existují i výrobci implantátů z 5. třídy titanu, která se již strukturně liší, a jedná se o slitinu Ti-6Al-4V. Existuje i velmi slibný nanostrukturní titan, který si zachovává všechny přednosti dříve zmíněného čistého titanu, je zhruba 2,5 krát pevnější a má vysokou mez kluzu. Jeho základní nevýhodou je cena, která je zhruba 10 krát vyšší než u standardního titanu [31].

Tabulka 4: Třídy titanu [34]

Třída titanu	Youngův modul pružnosti E [GPa]	Mez pevnosti R_m [MPa]
Třída 1	100	240
Třída 4	105	550
Třída 5	109	895



Obrázek 15: Mikrostruktura titanu třídy 1 [38]

2 Přehled norem pro zkoušky dentálních implantátů

Normy zabývající se zubními implantáty se dají rozdělit do 5 základních skupin.

1. Normy zavádějící terminologii a kvalitu
2. Normy materiálů používaných v dentální implantologii
3. Norma 14801 specifikující únavovou zátěžnou zkoušku
4. Biologické hodnocení zdravotnických prostředků (ISO 10933)
5. Normy sterilizace a balení

Terminologie a kvalita

Norma ISO 1942 - Slovník je jedna ze základních norem diskutujících pojmy, kterých se v klinické praxi používá a zavádí obecně platné termíny. Dále je důležitá norma ISO 19429, která předepisuje systém označování a udává umístění implantátu v čelisti. Další normou je ISO 16443 předepisující Slovník pro dentální implantátové systémy a související procesy. Zadává termíny jednotlivých implantátů a jejich systémů (transmandibulární implantát, nitrokostní implantát, abutment atd.).

Při výrobě implantátů je třeba se řídit normou ISO 9001 - Systémy managementu kvality - požadavky, dále normou ISO 13485 určující požadavky kvality procesu při výrobě medicínských výrobků. V neposlední řadě je třeba se držet geometrického tolerování při konstrukci samotných těl implantátů (ISO 14405-2) a obecných pravidel technického kreslení (ISO 129-1) [12].

Získání certifikací pro normy ISO 9001 a ISO 13485 je základním prokázáním kvality procesů a výroby ve společnosti.

Normy používaných materiálů v implantologii - ISO 5832-2 - Chirurgické implantáty - Kovové materiály

Tato práce se zabývá pouze normami pro titan, který je nejrozšířenějším materiálem implantátů.

Jak bylo zmíněno v kapitole 1.10, nejpoužívanějším materiálem dentálních implantátů je titan. Výrobci titanu třídy 1-4 mají dle normy ISO 5832-2 předepsané chemické složení, které musí dodržet, aby mohli svoje materiály kvalifikovat jako třídy pro chirurgické implantáty.

Mikrostruktura titanu po vyžhání by měla být uniformní a při zvětšení 100x by neměla být viditelná žádná další cizí fáze.

Vzorky pro testování materiálu mají být připraveny ve shodě s normou ISO 6892-1.

Tabulka 5: Chemické složení titanu tříd 1 - 4

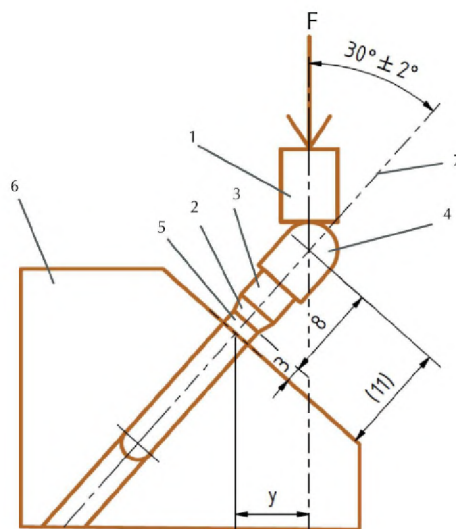
Prvek	Třída 1 [hm. %]	Třída 2 [hm. %]	Třída 3 [hm. %]	Třída 4 [hm. %]
Uhlík	0,08	0,08	0,08	0,08
Vodík	0,0125	0,0125	0,0125	0,0125
Železo	0,2	0,3	0,3	0,5
Kyslík	0,18	0,25	0,35	0,4

Existuje i americká norma ASTM F67 [5], která definuje chemické složení titanu pro použití v implantologii. Konkrétně jde o normy ASTM F67 - Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical

Norma ISO 14801 - Dynamická zatěžovací zkouška nitrokostních zubních implantátů

Tato norma specifikuje dynamickou únavovou zkoušku. Tato zkouška předepisuje podmínky, při kterých je implantát zkoušen, geometrii při zkoušení (obr.16) i materiál přípravku, ve kterém je implantát vložen. Cílem zkoušky je stanovit S-N křivku a zjistit zatížení implantátu, kterého je dosaženo při 5 milionech cyklů bez porušení materiálu. Je nutné zkoušet minimálně 3 po sobě jdoucí vzorky.

Při zkoušení je implantát vložen do přípravku, který je skloněn pod úhlem $30 \pm 2^\circ$ od svislé osy jdoucí středem zatěžovací plochy. Implantát je uchycen v přípravku ve vzdálenosti $11 \pm 0,5$ mm od středu polokulového nástavce dle obr.16.



Obrázek 16: Schématický obrázek způsobu testování dle normy ISO 14801. 1, zatěžovací zařízení. 2, nominální kostní hladina. 3, abutment. 4, polokulový zatěžovací člen. 5, tělo implantátu. 6, přípravek. 7, osa implantátu

Cílem testu je stanovení S-N křivky reálného implantátu experimentem a tím i zjištění amplitudového napětí pro 5 miliónů cyklů. Zatížení pro stanovení experimentální S-N křivky pro zvolený implantát je třeba měnit a sledovat počty cyklů do porušení. Tato hodnota 5 miliónů cyklů odpovídá pětiletému ekvivalentu implantátu. Dle literatury lze tvrdit, že jedinec skousne 2700krát denně [41].

Silové zatížení musí být aplikováno přes polokulový nástavec, který odolá deformaci a je nasazen shora na implantátu. Přípravek pro vymezení polohy implantátu (obr.16 – č.6) má být vytvořen tak, aby v žádném směru nedeformoval tělo implantátu.

Při testu musí být v těle implantátu dosaženo jednoosého tlaku podél zatěžovací osy a pulzujícího zátěžného cyklu. Norma explicitně nezadává velikosti zátěžných sil, a proto byly použity okluzní síly prezentované v literatuře [27] [30].

Zatěžovací frekvence nemá přesáhnout 15 Hz při testování na vzduchu a při testování v médiu je třeba ji zvolit maximálně 2 Hz.

Pokud testovaný implantát obsahuje materiály, u kterých se objevuje korozní únava, tak testování probíhá v kapalném prostředí s teplotou 37°C. V tomto případě je i odlišný cíl počtu cyklů do lomu, a to 2 miliony. Ve všech ostatních případech lze implantát testovat na vzduchu při teplotách 20 °C.

Porušení je v normě ISO 14801 definováno jako plastická deformace materiálu, ztráta části sestavy implantátu či utvoření trhliny na jakékoliv části sestavy implantátu.

Výstupem této zkoušky je S-N křivka pro různé hodnoty zatěžovacích sil a výsledný ohybový moment M.

$$M = 0,5 \times l \times F \quad (1)$$

l – délka obnažené části implantátu (11 mm), F – zatěžovací síla

Norma ISO 10933 - 1 - Biologické hodnocení zdravotnických prostředků.

Spolupráce s touto normou je nutná, jde-li na trh zdravotnický prostředek, s novou geometrií, jiným materiálem nebo je vyroben jiným výrobním procesem, než je zvyklostí na trhu. Zdravotnické prostředky se dle této normy kategorizují do kategorií:

- Zdravotnické prostředky, které nepřicházejí do styku s tělem
- Zdravotnické prostředky, které přicházejí do styku s povrchem těla
- Zdravotnické prostředky, které vstupují do těla z vnějšku
- Implantované zdravotnické prostředky

Zubní implantáty patří do skupiny implantovaných zdravotnických prostředků a dále spadají do skupiny tkáň/kost dle hlavního styku s místem.

Rozdělení dále pokračuje dle doby styku s tělem:

- Omezená expozice - zdravotnické prostředky, jejichž kumulovaná doba styku nepřekročí 24 hodin.
- Prodloužená expozice - zdravotnické prostředky, jejichž kumulovaná doba styku překročí 24 hodin, ale nepřekročí 30 dní.
- Dlouhodobá expozice - zdravotnické prostředky, jejichž kumulovaná doba styku překročí 30 dní.

Dle ISO 10993-1 se tyto zdravotnické prostředky zkoušejí na konečném zdravotnickém prostředku, reprezentativních vzorcích nebo materiálech zpracovaných stejným způsobem jako konečný zdravotnický prostředek (včetně sterilizace, je-li nutná).

Pro implantované zdravotnické prostředky působící v tkáni nebo kosti je třeba se zabývat pro posuzování biologických rizik v kontextu koncových bodů: cytotoxicitou, senzibilizací, dráždivostí nebo intrakutánní reaktivitou, materiálně zprostředkovanou pyrogenitou, akutní systémovou toxicitou, subchronickou toxicitou, implantačními účinky, krevní snášenlivostí, genotoxicitou a karcinogenitou, vše dle obr.17.

Kategorizace zdravotnického prostředku podle charakteru styku s tělem			Koncové body biologického hodnocení															
Kategorie	Styk	doby styku A – omezená (≤ 24 h) B – prodloužená (> 24 h až 30 d) C – dlouhodobá (> 30 d)	Fyzikální a/nebo chemické informace	Cytotoxicita	Senzibilizace	Draždivost nebo intraokulární reaktivita	Materiálové zprostředkovaná pyrogenita ³⁾	Akutní systémová toxicita ³⁾	Subakutní toxicita ³⁾	Subchronická toxicita ³⁾	Chronická toxicita ³⁾	Implantační účinky ³⁾	Krevní smášenivost	Genotoxicita ⁴⁾	Karcinogenita ⁴⁾	Reprodukční a vývojová toxicita ⁴⁾	Degradace ⁵⁾	
Implantovaný zdravotnický prostředek	Tkáň/kost ³⁾	A	X	E	E	E	E	E	E									
		B	X	E	E	E	E	E	E			E		E				
		C	X	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E		
	Krev	A	X	E	E	E	E	E	E				E	E	E			
		B	X	E	E	E	E	E	E				E	E	E			
		C	X	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	E	

Obrázek 17: Koncové body, kterými je třeba se zabývat při posuzování biologických rizik - ISO 10933-1

Norma ISO 10933 - 6 - Biologické hodnocení zdravotnických prostředků. Zkouška lokálních účinků po implantaci

Tato norma popisuje testování biokompatibility pro implantaci do kosti při zkouškách na zvířatech. Zkouší se biologická reakce kostní tkáně na implantovaný materiál. Místo implantace ve spongiozní tkáni nebo v kompaktní tkáni má být zvoleno dle koncového použití daného implantátu. V případě zubních implantátů jde o implantaci do spongiozní tkáně králíků, psů, ovcí nebo koz.

Používají se válcové implantáty, které mohou být opatřeny závitem, kvůli zajištění počáteční stability v kosti. Velikosti implantátů se liší od zvoleného pokusného zvířete a dané kosti.

- Králíci: válcové implantáty o průměru 2 mm a délce 6 mm
- psi, ovce a kozy: válcové implantáty o průměru 4 mm a délce 12 mm

Je třeba určit hustotu kostní tkáně zvoleného zvířete a následně umístit implantáty do anatomicky ekvivalentních míst s kostí lidskou. Mezi vhodná umístění se obvykle řadí stehenní a holenní kosti. Vhodná mohou být i jiná umístění, ale musí být zdůvodněna. Místo musí být zvolené tak, aby co nejvíce snížilo riziko posunu implantátu po vložení. Je třeba zajistit, aby zvolené místo nepřivedlo žádné riziko patologické fraktury zkušební místa. U mladších zvířat musí být zajištěno, aby implantát nepronikl do mladé (nezralé) kosti.

Norma předepisuje kolik implantátů může být zavedeno kterým zvířatům:

- u králíků smí být zavedeno nejvýše 6 vzorků
 - 3 zkušební vzorky
 - 3 kontrolní vzorky
- u psů, ovcí, koz nebo prasat smí být zavedeno nejvýše 12 vzorků. 12 je zároveň maximum pro jakýkoliv další druh zvířete.
 - 6 zkušebních vzorků
 - 6 kontrolních vzorků

Celková doba implantace se liší u různých zvířat od 13 týdnů po 52 týdnů u myší, potkanů a morčat a od 13 týdnů po 104 týdnů u králíků, psů, ovcí, koz nebo prasat.

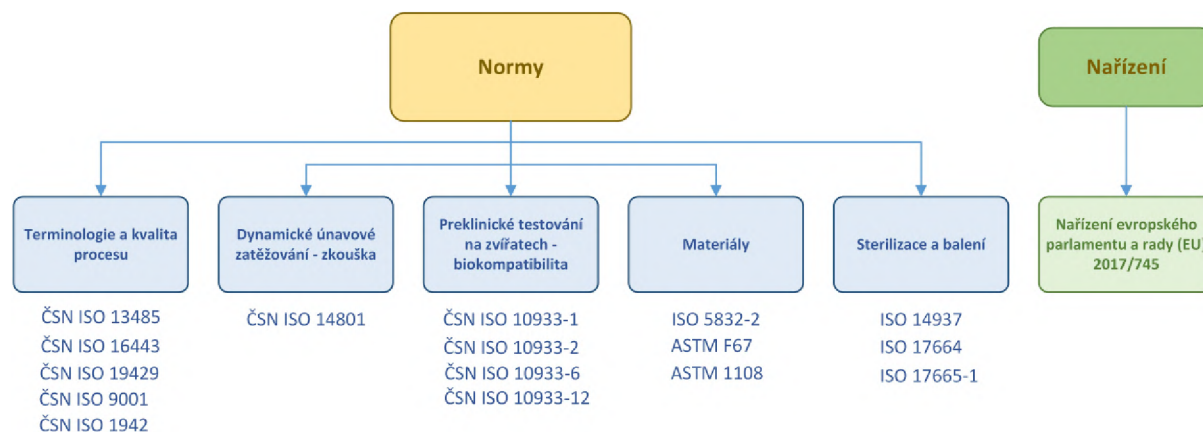
Normy sterilizace a balení

Mezi základní normy sterilizace se řadí ISO 14937 - Sterilizace výrobků pro zdravotní péči - Obecné požadavky na charakterizaci sterilizačního činidla a vývoj, validaci a průběžnou kontrolu postupu sterilizace zdravotnických prostředků. Dále ISO 17665-1 Sterilizace výrobků pro zdravotní péči - Sterilizace vlhkým teplem.

Další normou je ISO 17664 - Zpracování výrobků pro zdravotní péči - Informace, které mají být poskytnuty výrobcem zdravotnických prostředků pro zpracování zdravotnických prostředků: Kritické a semikritické zdravotnické prostředky mezi které se zubní implantáty řadí.

Normy jsou důležitým základem pro úspěšné uvedení výrobku na trh. Výrobce by se ale nesměl řídit jenom jimi, ale měl by se řídit i Nařízením evropského parlamentu a rady - o zdravotnických prostředcích. Každý prostředek ve zdravotnictví musí být od roku 2017 v souladu s tímto nařízením (konzultováno s firmou Lasak s.r.o.). Soupis norem vztahujícím se k zubní implantologii lze vidět na obr.18.

Autor dostal souhlas od České agentury pro standardizaci s rozmnožováním a rozšiřováním technických norem pro vypracování a obhajobu závěrečné práce.



Obrázek 18: Normy vztahující se k zubním implantátům

3 Rešerše související s deformačně-napěťovou analýzou

Určení deformačních a napěťových stavů dentálních implantátů je z důvodů jejich složité geometrie prováděno výpočtovým modelováním pomocí MKP. Analyzovanými veličinami jsou deformace a redukované napětí podle teorie HMM [32] [46] [18] [19].

Účelem studie [44] je in vitro analýza deformačních a napěťových stavů získaných pomocí metody konečných prvků k posouzení vlivu konstrukčních parametrů na mechanické chování implantátu s ohledem na zkušební podmínky dané normou ISO 14801.

Ve studiích [32] [13] [45] [3] [17] [25] autoři provedli experimentální měření únavového života zvolených implantátů a tyto výsledky následně porovnaly s napěťovými a deformačními stavy z MKP. Tyto studie jsou opřeny o normu ISO 14801. Výsledky napěťové analýzy jsou následně porovnány s obrázky z elektronových mikroskopů SEM (*Scanning Electron Microscopy*) [13] a hodnoceny z hlediska iniciace trhlin vzniklých při únavové zkoušce. Tento komplexní přístup umožňuje vhodně optimalizovat konstrukci dentálních implantátů.

V neposlední řadě se hodnotí pomocí deformačně napěťových analýz i mechanická interakce implantátu s kostní tkání. Tyto práce jsou pak využívány pro řešení zrekonstruovaných segmentů čelistních kostí nebo přímo kompletní geometrii čelistí. Výpočtový model je nejčastěji vytvořen z CT snímků a je tedy individualizován pro případ daného pacienta [46] [19] [18].

4 Výpočtové modelování

V práci bylo pro deformační a napěťovou analýzu využito výpočtového modelování pomocí MKP. Nutností bylo vytvořit výpočtový model, proto byl použit software ANSYS Academic Research Mechanical, Release 22.1 dostupný na VUT.

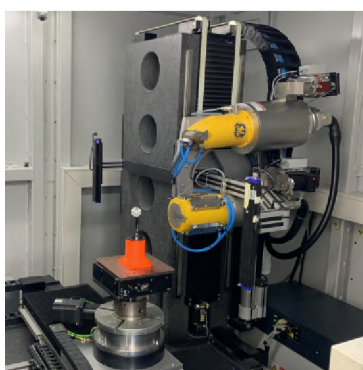
4.1 Vytvoření modelu geometrie dentálního implantátu

V této práci byly řešeny 2 druhy implantátů. Jejich geometrii lze získat několika způsoby. Při řešení této práce byl zvolen způsob rekonstrukce z mikro-CT. Hlavním cílem rekonstrukce je dostat geometrii takovou, aby maximálně odpovídala realitě fyzického implantátu.

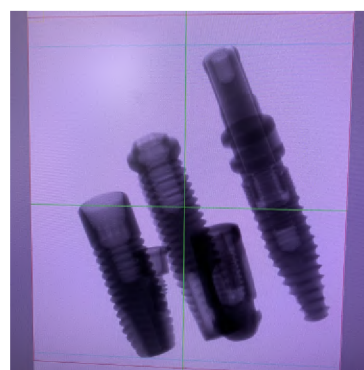
Z důvodu velmi malých rozměrů implantátu dle obr.23, tak nebylo možné použít k tvorbě modelu 3D scannery dostupné na ÚMTBM. Bylo využito micro-CT Středoevropského technologického institutu Ceitec. Na obr.19 je vidět proces snímání od přípravy vzorků, samotného snímání a vizualizace prozáření.



(a) Příprava vzorků



(b) Snímání



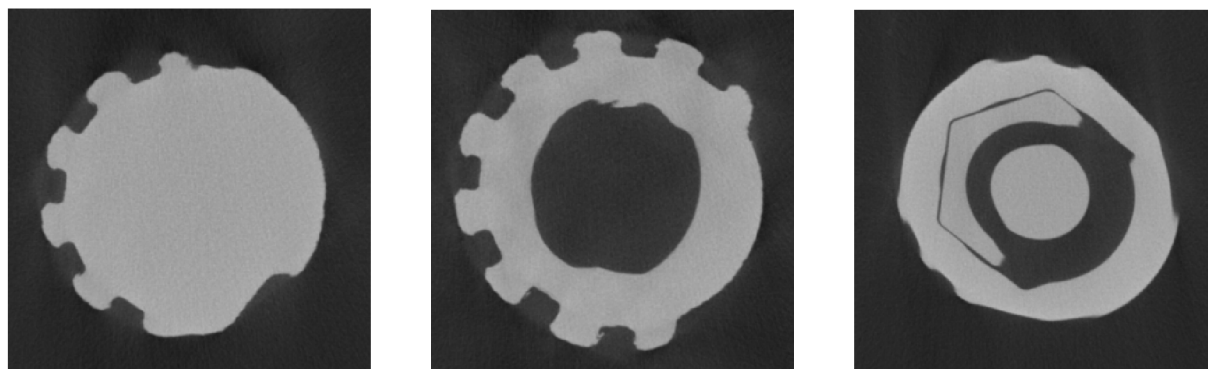
(c) Reálné prozáření

Obrázek 19: Proces snímání mikro-CT

4.1.1 Rentgenová mikrotomografie

Metody rentgenové tomografie využívají záření a snímání probíhá přes dané rozměry snímaného objektu v ekvivalentních polohách a směrech. Pro rekonstrukci 3D objektu je třeba zavést prostorové objemové pixely tzv. voxely. Rentgenová tomografie generuje 2D řezy, ze kterých je následně kombinací prostorových pixelů vytvořený .STL model.

Bylo snímáno 5 různých druhů implantátů a pro účely této práce byly zrekonstruovány 2. Celkem bylo pro každý implantát vygenerováno 1778 2D řezů - snímků. Příklady snímků lze vidět na obr.20.



Obrázek 20: Záznam z mikro-CT

4.1.2 ImageJ

V rámci post-processingu byly veškeré snímky pomocí programu ImageJ načteny do paměti a byl odsegmentován jeden daný implantát viz. obr.21. Tato operace byla nutná, jelikož na Micro-CT bylo snímáno celkem 5 reálných implantátů. Odsegmentováním jednoho se ušetřilo nejen velké množství výpočetní paměti a odstranil se i šum, který při počátečním snímání vznikl.



Obrázek 21: Segmentace obrazů

4.1.3 Medical 3D Image Modeling

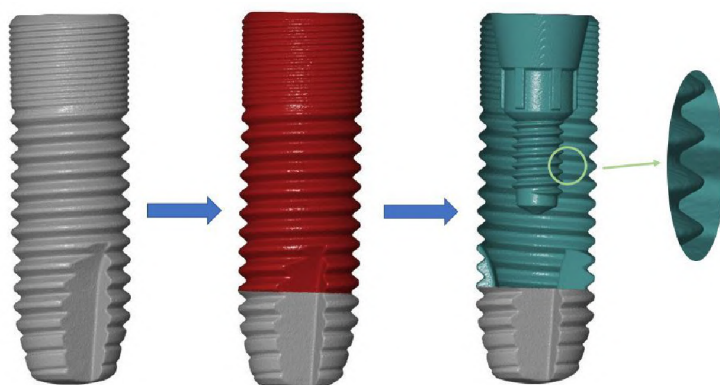
3D plošný model byl vytvořený pomocí scriptu ve scriptovacím programu MATLAB, který byl použit s laskavým svolením vedoucího práce. Zde byl nastaven rozměr objemového pixelu – voxelu, který byl zvolen na 0,015 mm. Snímky byly generovány v rozlišení 706 x 503 pixelů.

Samotná 3D rekonstrukce je velmi výpočetně náročná (vyžaduje + 100 GB RAM), a proto byla provedena na výkonném počítači UMTMB. Příklad rekonstruovaného plošného modelu. Rekonstruovaný model se skládá z 3D bodové sítě ve formátu .STL, který je kompatibilní s různými inspekčními programy.

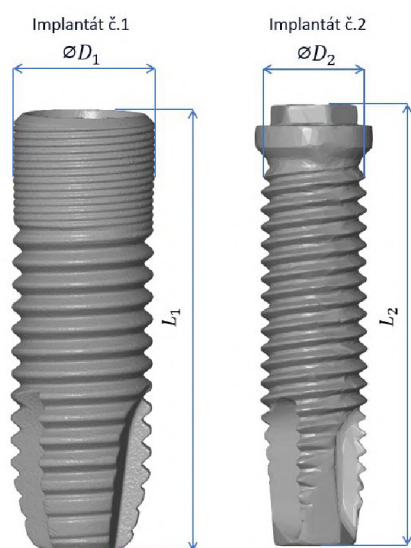
Tímto iteračním způsobem byly vytvořeny 2 modely geometrie implantátů, které jsou v práci dále studovány.

4.1.4 GOM Inspect

Tento program byl použit pro inspekci bodové sítě. Bodová síť byla převedena pomocí metody triangulace na síť trojúhelníkovou, která byla vyhlazena, aby bylo dosaženo čistějších dat. Celý model byl pečlivě odměřen. U každého modelu byly změřeny hlavní rozměry implantátu (celková délka, průměry vnější a vnitřní), stoupání a rozteč závitů a řezné plochy viz. obr.22. Měření bylo provedeno vytvořením kružnic aproximujících model pro změření průměrů a úseček pro změření délek. Hlavní rozměry jsou uvedeny v obr.23 a v tab.6. Dále byla bodovou sítí proložena rovina a proveden řez. Křivky řezu byly následně exportovány do CAD programu SolidWorks.



Obrázek 22: Tvorba vnitřní geometrie modelu



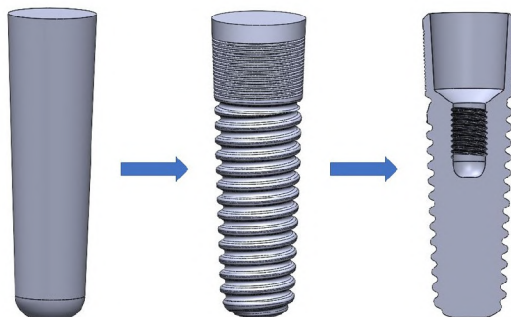
Obrázek 23: Hlavní rozměry implantátů

Tabulka 6: Hlavní rozměry obou implantátů

Číslo implantátu	Průměr [mm]	Délka [mm]
Implantát č.1	4	14
Implantát č.2	3,5	15

4.1.5 SolidWorks

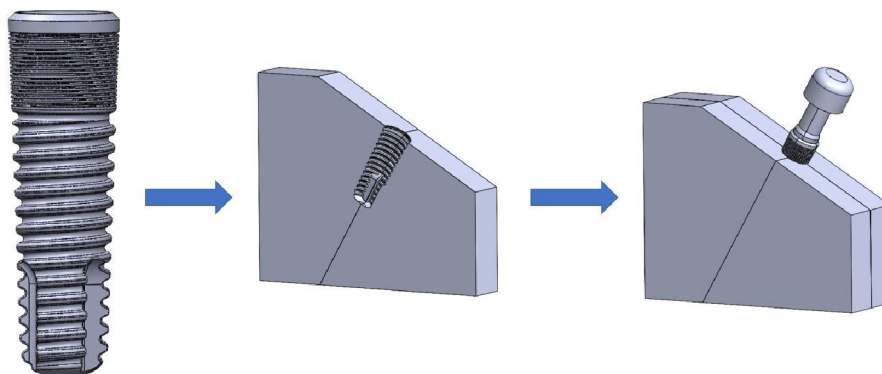
K vytvoření modelů 2 nitrokostních implantátů byl použit program SolidWorks 2022. Obecnou výhodou použití micro-CT je prozáření celého objemu a tím pádem rekonstrukce i vnitřní struktury tělesa. V tomto případě tento proces dovolil vzniku modelu s propracovanou vnitřní geometrií implantátů.



Obrázek 24: Tvorba geometrie implantátu a jeho vnitřní struktury

Byly použity dva přístupy. Prvním přístupem byl nejprve vymodelován závit, který byl následně zkombinován s tělem implantátu. Přístup druhý se liší tím, že nejprve bylo vymodelováno tělo implantátu a z těla byl vyřezán závit, jak je vidět na obr.24. Je třeba podotknout, že oba implantáty nemají lineární zúžení těla, a proto bylo třeba vytvořit několik na sebe tečných šroubovic, které aproximovaly dané tělo. Tímto způsobem byly vytvořeny závity implantátů.

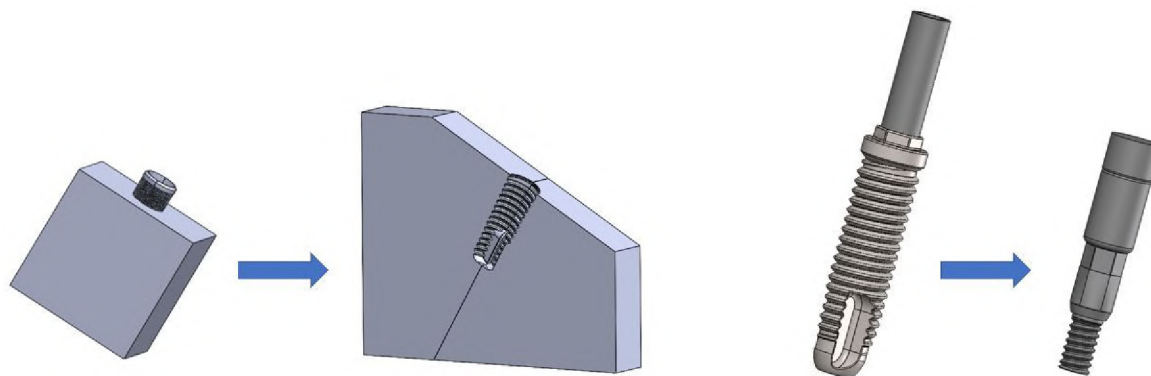
Dalším krokem bylo vytvoření vnitřní struktury implantátů, která vznikala stejným způsobem, jako vnější tělo. Program GOM Inspect umožňuje odstranění oblasti dat, což umožňuje podívat se do vnitřní části modelu viz. obr.22. Tímto způsobem je možné změřit i vnitřní strukturu a následně ji vymodelovat v programu SolidWorks.



Obrázek 25: Postupná tvorba modelu

V neposlední řadě bylo třeba vytvořit aparaturu simulující podmínky ISO 14801 viz. obr.25. Nejprve byl vytvořen přidržující přípravek. Geometrie kopíruje geometrii daného implantátu a vzniká booleovským odečtením implantátu od předmodelovaného přípravku. Vznik geometrie je ilustrován na obr.26. Stejným způsobem byla vytvořena geometrie abutmentu. Poslední částí tvorby geometrie bylo vytvoření sestavy a přesné pozicování implantátu vůči přípravku a abutmentu vůči implantátu. Implantát i přípravek byly rozděleny na 4 díly, kvůli následné jednodušší diskretizaci.

Stejný proces vzniku geometrie byl aplikován i pro druhý implantát.

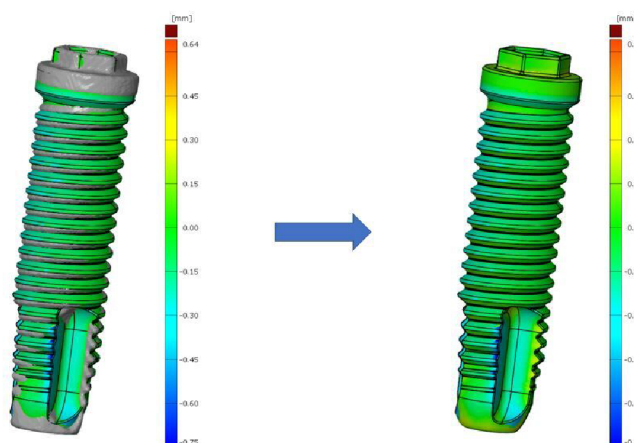


Obrázek 26: Tvorba přípravku a abutmentu

4.1.6 Porovnání naměřených a vymodelovaných dat

Poslední částí tvorby geometrie je verifikace modelu porovnáním naměřených dat s daty získanými po zpětné rekonstrukci. Hotový model ve formátu .STEP byl pomocí programu GOM Inspect a možnosti 3 bodého sesazení sesazen a zkontrolován, zda odpovídá naměřeným datům. Výsledek sesazení lze vidět na obr.27

Celý proces tvorby geometrie lze vidět na obr.34



Obrázek 27: Porovnání naměřených a vymodelovaných dat

4.2 Model materiálu

Samotný model se skládá z několika částí, a to konkrétně z těla implantátu, abutmentu, přípravku na přidržení a polokoule, přes kterou se přenáší zatížení. V publikacích se nejčastěji modeluje materiál implantátu jako izotropní a lineárně pružný tzv. *Hookovský materiál*. Takový materiál je určen *Youngovým modulem pružnosti* E [GPa] a *Poissonovým číslem* μ [-] [28].

Materiál implantátu

Jak lze vyčíst v kap.1.10, nejpoužívanější materiálem implantátů je titan [34], proto byl zvolen jako materiál těla implantátu. Konkrétně pro výpočtový model byl použitý titan třídy 4.

Tabulka 7: Materiálové charakteristiky

Typ geometrie	Druh materiálu	Modul pružnosti E [GPa]	Poissonův poměr μ [GPa]	Zdroj
Tělo implantátu	Titan třídy 4	104,5	0,37	[21] [15]
Polokoule	CoCr	200	0,3	[15]
Abutment	Titan třídy 5	110	0,34	[26] [21]
Přípravek	Epoxidová pryskyřice	3	0,32	[14] [23]

Materiál polokruhového členu

Norma ISO 14801 zavádí způsob přenosu silového zatížení skrz polokulový přípravek [9]. Dle rešerše byl zvolen materiál polokruhového členu Kobalt-Chrom – CoCr [15].

Abutment

Materiál abutmentu byl zvolen titan třídy 5, spíše známý pod zkratkou své slitiny Ti-6Al-4V. Tento materiál má mírně jiné mechanické vlastnosti modulu pružnosti a Poissonova poměru než titan třídy 4, který byl zvolen na základě rešerše [26] [21].

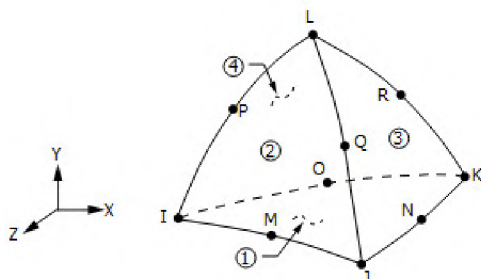
Materiál přípravku

Norma ISO 14801 předepisuje, že materiál přípravku musí mít minimální modul pružnosti vyšší než 3 GPa. Autoři v práci [24] je zvolena pryskyřice jako materiál přípravku. Epoxidová pryskyřice splňuje hodnoty modulu pružnosti zadané [9], a to na dolní hranici tj. 3 GPa.

Dále byly použity materiály přípravku s mezí pružnosti 5 GPa, 10 GPa a 13,7 GPa. Materiál s mezí pružnosti 13,7 GPa a představuje materiál, který svými mechanickými vlastnostmi odpovídá zavedení implantátu do kortikální kostní tkáně.

4.3 Diskretizace modelu

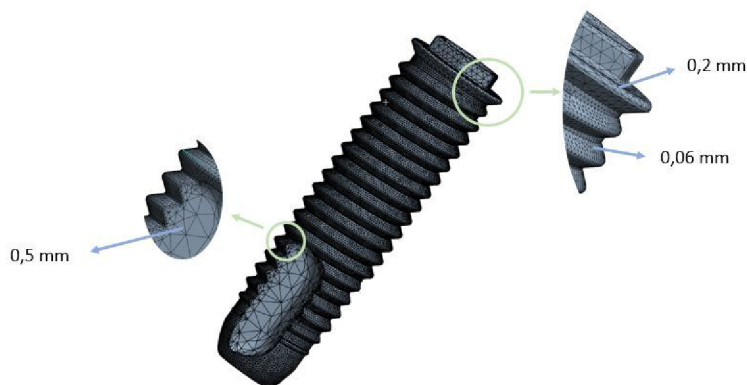
Diskretizace geometrie modelů zubních implantátů byla provedena v softwaru Ansys 2023 R1 v prostředí Workbench. Geometrie je relativně složitá, a proto bylo použito kvadratických čtyřstěnů se třemi stupni volnosti viz. obr.28. Kvadratický čtyřstěn – SOLID 187 je prvek definovaný deseti uzly se třemi stupni volnosti.



Obrázek 28: Prvek kvadratického čtyřstěnu SOLID 187

Implantát

Plochám závitů implantátů byla nastavena velikost prvků na 0,06 mm. Plochám, kde dochází ke styku s abutmentem byla nastavena velikost prvků na 0,2 mm a řezným plochám implantátu byla nastavena velikost prvků na 0,5 mm viz. obr.29.



Obrázek 29: Diskretizace modelu implantátu

Abutment

Abutmentu byla nastavena velikost prvků na 0,2 mm viz. obr.30.



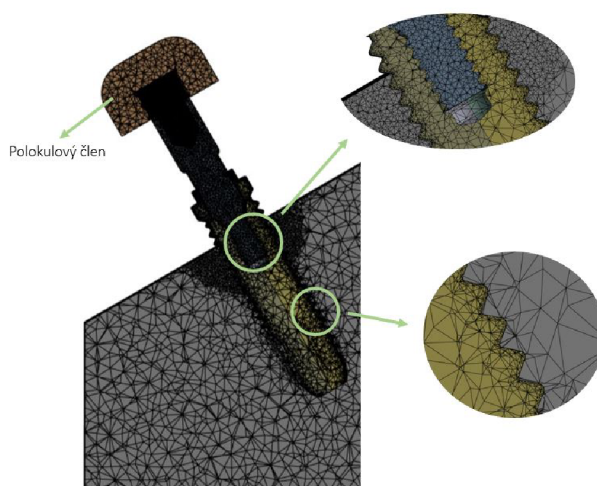
Obrázek 30: Diskretizace modelu abutmentu

Polokulový člen

Celému polokulovému prvku byla nastavena velikost prvků na 0,5 mm viz. obr.31.

Přípravek

Velikost prvků přípravku byla nastavena na 3 mm. V místě vnoření implantátu byla nastavena velikost prvků na 0,25 mm pomocí možnosti koule se středem ve středu vnoření a jejím poloměrem 4 mm viz. obr. 31.



Obrázek 31: Přechody závitů v konečno-prvkovém modelu

4.4 Ověření konečno-prvkové sítě

Jelikož výsledky získané pomocí MKP závisí na jemnosti zvolené sítě, byla síť ověřena pomocí "mesh dependibility test". Tento test ověří, zda a jak hodně, se mění výsledky s různou hustotou sítě. Testovací místo bylo zvoleno v místě přechodu závitů z důvodu koncentrace napětí.

Tabulka 8: Změna napětí při změně velikosti prvků na plochách implantátu č. 1

Velikost prvku na ploše implantátu [mm]	Počet prvků [-]	Redukované napětí [MPa]
0,06	734 567	174,59
0,2	624 756	172,13
0,3	574 243	170,04

Stejný test byl proveden i pro implantát č.2:

Tabulka 9: Změna napětí při změně velikosti prvků na plochách implantátu č. 2

Velikost prvku na ploše implantátu [mm]	Počet prvků [-]	Redukované napětí [MPa]
0,06	814 009	151,09
0,2	757 200	150,26
0,3	696 854	149,08

Tabulky 8 a 9 dokazují, že rozdíl v hodnotách redukovaných napětí je menší než 5 %, a proto lze tvrdit, že síť konečných prvků je korektní. Pro výpočtovou část práce byla použita nejjemnější síť.

4.5 Model vazeb a okrajových podmínek

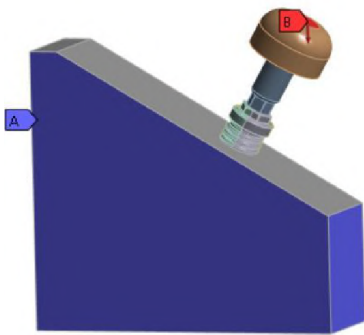
V případě výpočtů hraje zadání okrajových podmínek klíčovou roli pro získání relevantních výsledků. Úloha byla řešena v prostředí Ansys 2023 R1, kde je nutné zadat okrajové podmínky řešené úlohy a úlohu tím jednoznačně určit. Vědecká komunita v kontextu normy ISO 14801 uvádí nejčastěji okrajovou podmínku typu "Fixed Support" – vetknuto a spojení "Bonded" [20]. Implantát je v kosti chápán jako oseointegrovaný, a proto je možné toto spojení do řešení zahrnout.

Fixed Support

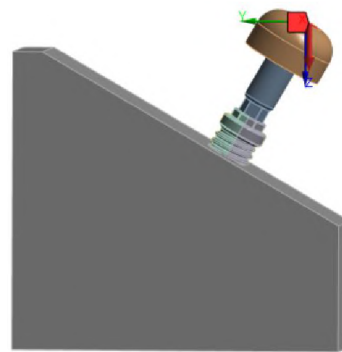
Bylo použito vazby vetknutí – Fixed Support. Tato vazba zamezuje veškeré posuvy a rotace a je aplikovaná na vnější stěny přípravku, jak lze vidět na obr.32.

4.6 Model zatížení

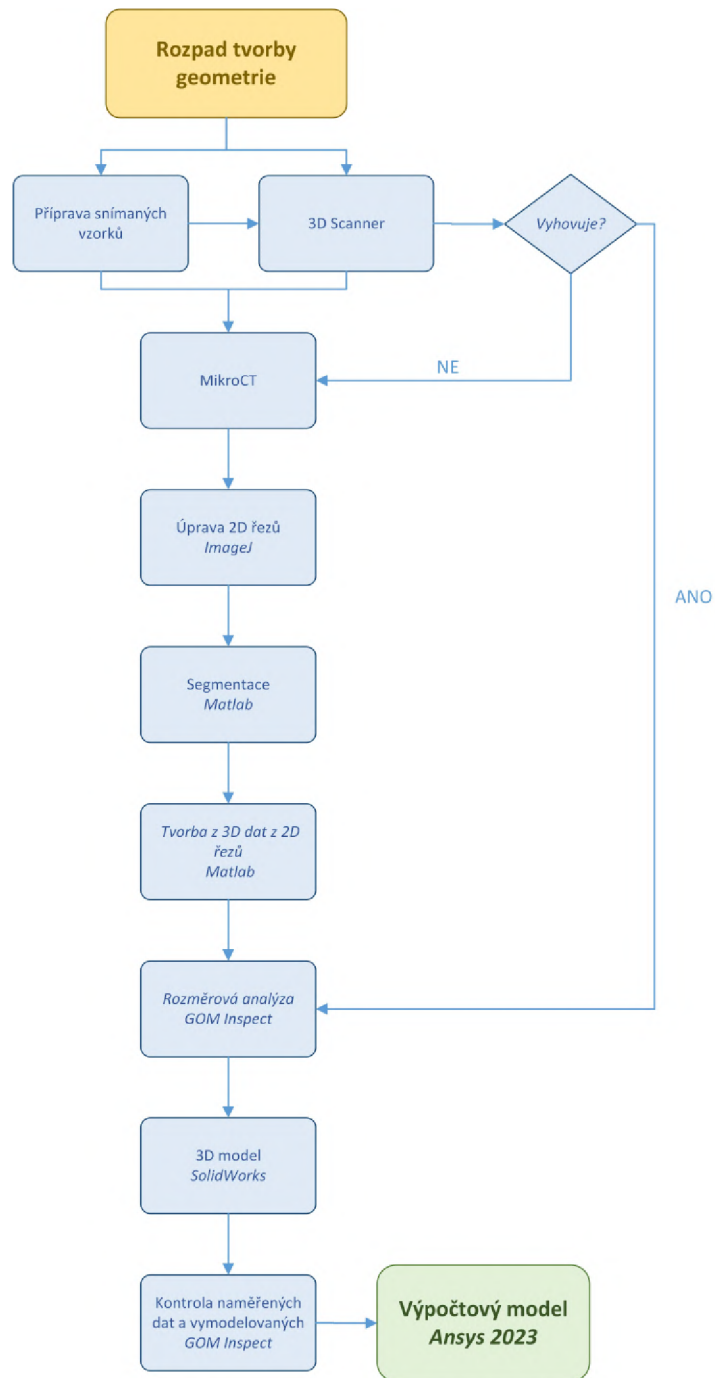
Model zatížení vychází z ISO 14801, které je prezentováno na obr.33. Velikost zatížení není normou zadáno a v literatuře se nachází různé hodnoty zatěžovacích síl. Dle kapitoly 1.4.1. se může velikost okluzních sil pohybovat v rozmezí 50 – 1030 N [36]. Pro řešení byla zvolena síla 50 N [36] [35], která působí na model, který je skloněn o 30° od svislé osy.



Obrázek 32: Model okrajových podmínek



Obrázek 33: Model silového zatížení



Obrázek 34: Proces tvorby geometrie implantátu

5 Prezentace a analýza výsledků

Implantáty jsou analyzovány v kritických místech prezentovaných na obr.35. Je posuzována jejich celková deformace a napětí dle teorie HMM dvou nitrokostních zubních implantátů. Modul pružnosti materiálu je zvolen na **3 GPa**.

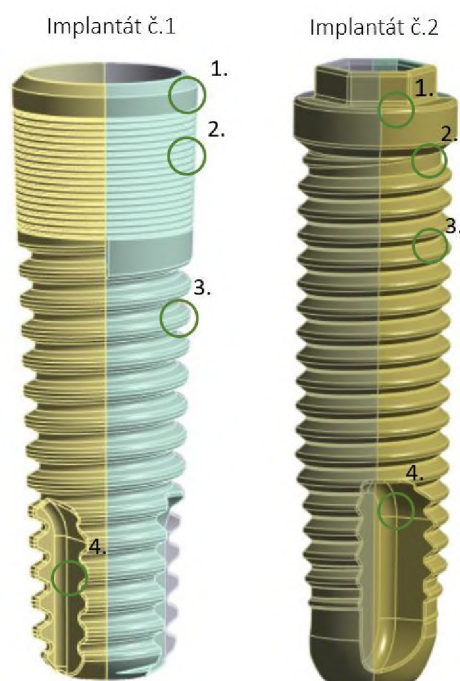
Byla zvolena 4 místa, kde byl implantát analyzován.

Pro implantát č.1 jsou zvolena místa:

1. Zkosení vrchní části implantátu
2. Mikrozávit
3. Zaoblení závitů implantátu
4. Řezná plocha

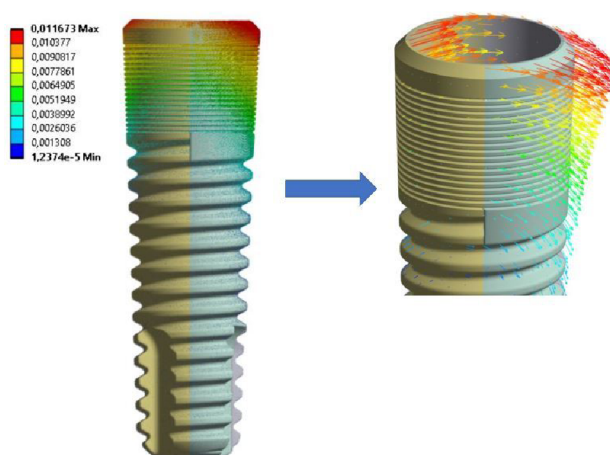
Pro implantát č.2 jsou zvolena místa:

1. Výběžek krčku
2. Krček implantátu
3. Zaoblení závitů implantátu
4. Řezná plocha



Obrázek 35: Kritická místa studovaných implantátů

5.1 Implantát č.1 - Celková deformace



Obrázek 36: Celkové přetvoření implantátu č.1

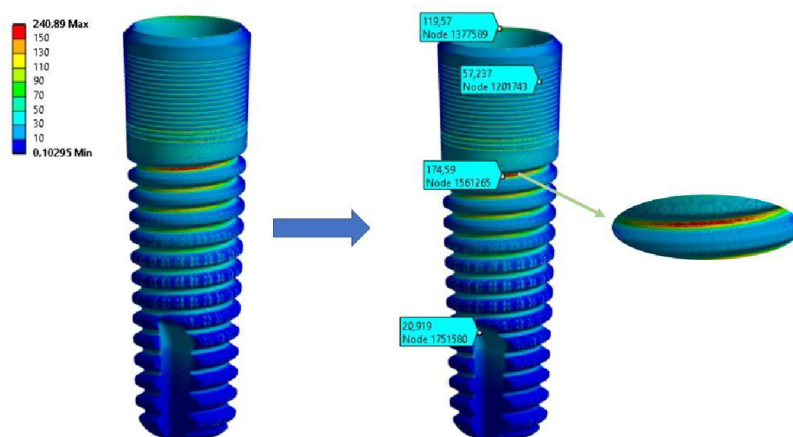
Na obr.36 lze pozorovat, že k největším posuvům dochází v místě horní části implantátu nad mikrozávitem, kde působí nejvyšší zatížení. Deformace je vykreslena pomocí prostorového vektorového zobrazení. Vektory byly kvůli přehlednosti zvětšeny a vykresleny v nižším počtu uzlů.

5.2 Implantát č.1 - napětí dle teorie HMH

Tabulka 10: Redukované napětí implantátu č.1

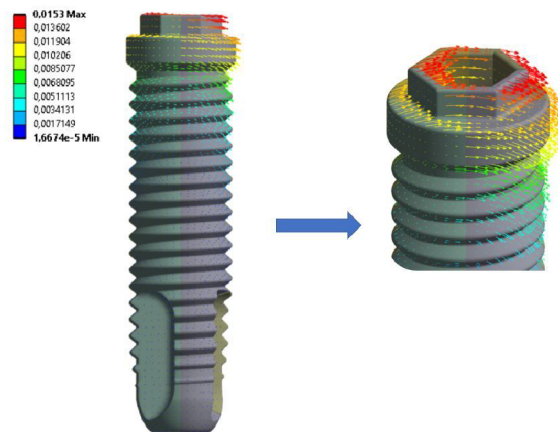
Místo analýzy	Redukované napětí [MPa]
1.	119,57
2.	57,24
3.	174,59
4.	20,9

Dle tab.10 se nejvyšší hodnota napětí na implantátu č.1 nachází v místě závitů implantátu. Toto místo má zároveň nejvyšší pravděpodobnost selhání při zatěžování. Dalším místem s vyšším napětím je místo horní stykové plochy s abutmentem. Řezná plocha byla vyhodnocena v místě zaoblení.



Obrázek 37: Napětí na implantátu č.1 dle teorie HMH

5.3 Implantát č.2 - Celková deformace



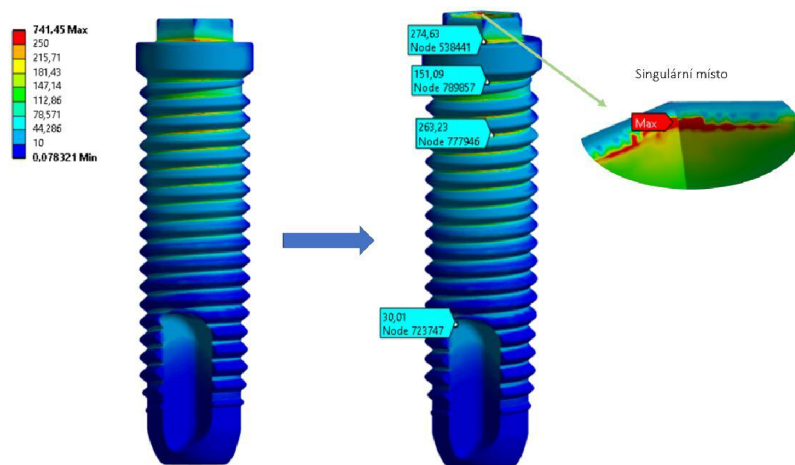
Obrázek 38: Celkové přetvoření implantátu č.2

Na obr.38 lze pozorovat, že k největším posuvům dochází v místě horní části implantátu nad mikrozávitem, kde působí nejvyšší zatížení. Deformace je vykreslena pomocí prostorového vektorového zobrazení. Vektory byly kvůli přehlednosti zvětšeny a vykresleny v nižším počtu uzlů.

5.4 Implantát č.2 - napětí dle teorie HMH

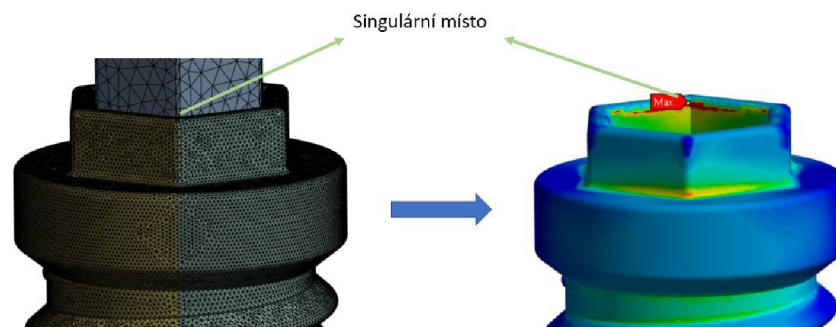
Tabulka 11: Redukované napětí implantátu č.2

Místo analýzy	Redukované napětí [MPa]
1.	274,63
2.	151,09
3.	263,23
4.	30,01



Obrázek 39: Napětí na implantátu č.2 dle teorie HMH

Jak lze vidět na obr.40 na implantátu se nachází singulární místo, které je způsobené interakcí hrany abutmentu a těla implantátu. Toto místo vykazuje znatelně vyšší napětí, které s dalším zjemňováním sítě roste. Singulární místo není řešeno ve výsledcích práce.



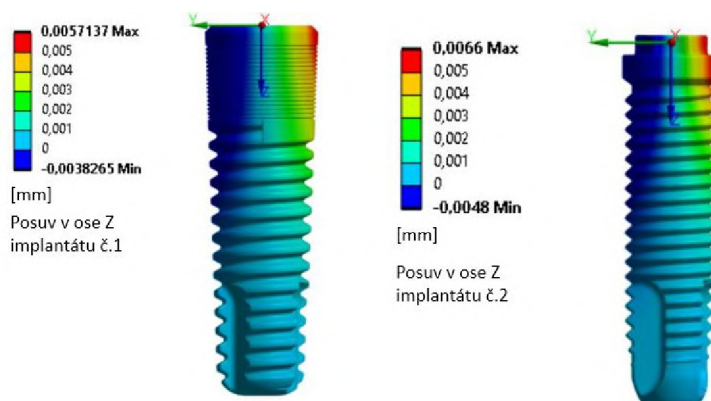
Obrázek 40: Ilustrace vzniku singulárního místa

Nejvyšší redukované napětí se dle tab.11 nachází v místě č.1. Toto místo je zároveň velkým koncentrátorem napětí. Redukované napětí v závitech implantátu je vyšší než v případě implantátu č.1. Tato skutečnost je způsobena menším poloměrem závitu implantátu č.2, proto se zde objevuje vyšší redukované napětí. V místě rezné plochy implantátu je napětí srovnatelné jako v místě implantátu č.1. Stejně jako na implantátu č.1 je plocha analyzována v místě zaoblení.

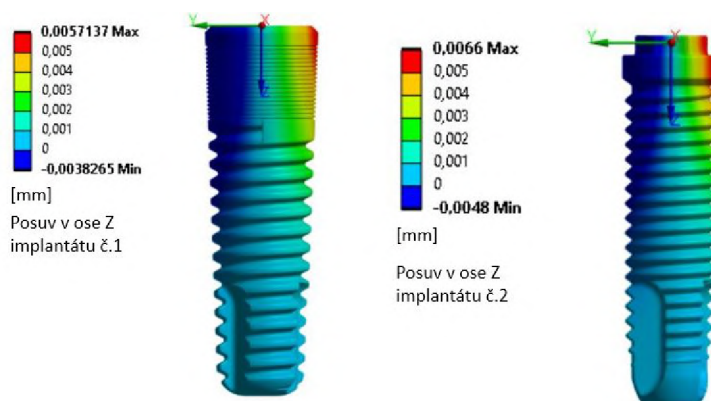
5.5 Porovnání implantátů

Místa nejvyšší deformace se dle předpokladu nachází v horní části implantátu viz. obr.36 a 38. Nejvyšší celková deformace o velikosti 0,0153 mm bylo dosaženo na implantátu č.2 viz. obr.38. U implantátu č.1 bylo dosaženo deformace o velikosti 0,011673 mm viz. obr.36, při zachování stejných okrajových podmínek modelu.

Co se týče směrů jednotlivých os z a y , tak nejvyššímu posuvu v ose z bylo dosaženo u implantátu č.2 viz. obr.41. K nejvyššímu posuvu v ose y došlo u implantátu č.2 viz. obr.42



Obrázek 41: Posuvy implantátů v ose z



Obrázek 42: Posuvy implantátů v ose y

Nejvyšší hodnoty ekvivalentního napětí se nachází na implantátu č.2 v místě č.1 dle tab.11 a obr.35. Hodnoty napětí na implantátu č.1 jsou nižší převážně díky geometrii, která není náchylná na koncentraci napětí jako u implantátu č.2. Materiál implantátů byl zvolen titan třídy 4. Mez kluzu titanu byla je stanovena v rozmezí 480 - 552 MPa [4]. Kvůli zachování konzervativnosti, byla zvolena mez kluzu na 480 MPa. Z výsledků lze tvrdit, že ani jeden ze studovaných implantátů nepřekročil mez kluzu materiálu viz tab.10 a tab.11.

5.6 Redukovaná napětí pro různé materiály přípravku

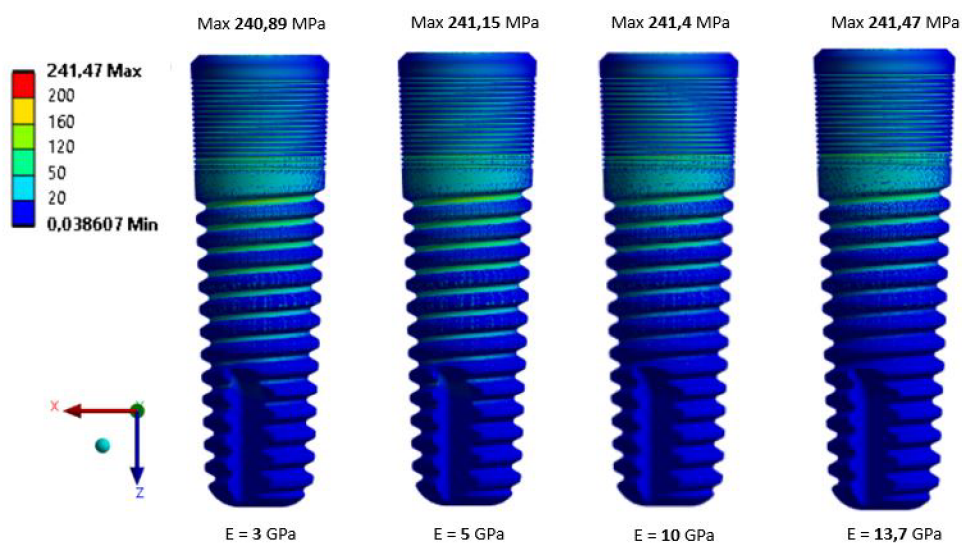
Dle ISO 14801 musí být implantát při zátěžové zkoušce vnořen do materiálu s modulem pružnosti vyšším než 3 GPa. V této práci bylo provedeno řešení pro materiály s modulem pružnosti **3 GPa**, **5 GPa**, **10 GPa** a **13,7 GPa**. Poslední typ materiálu s modulem pružnosti 13,7 GPa je ekvivalentní modulu pružnosti kortikální kosti viz. tab.1.

Tabulka 12: Porovnání redukovaného napětí se změnou přípravku na implantátu č.1

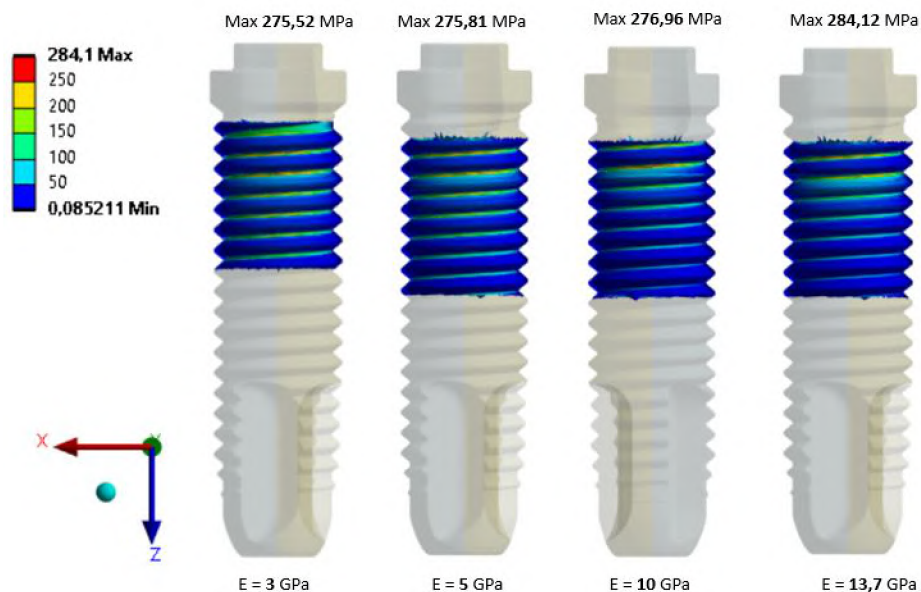
Modul pružnosti vzorku [GPa]	Celková deformace [mm]	Redukované napětí [MPa]
3	0,011673	240,89
5	0,009085	241,15
10	0,006625	241,4
13,7	0,005802	241,47

Tabulka 13: Porovnání redukovaného napětí se změnou přípravku na implantátu č.2

Modul pružnosti vzorku [GPa]	Celková deformace [mm]	Redukované napětí [MPa]
3	0,0153	275,52
5	0,012681	275,81
10	0,010148	276,96
13,7	0,009272	284,12



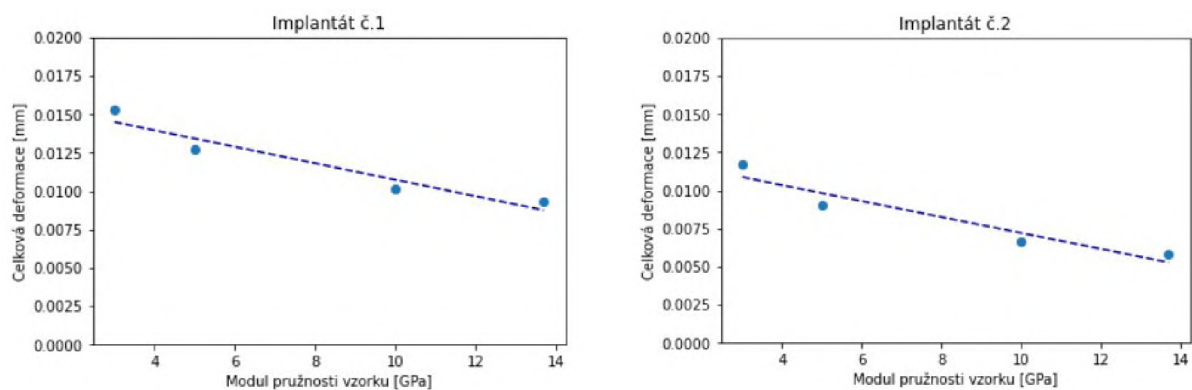
Obrázek 43: Změna napjatosti implantátu č.1 při změně modulu pružnosti přípravku



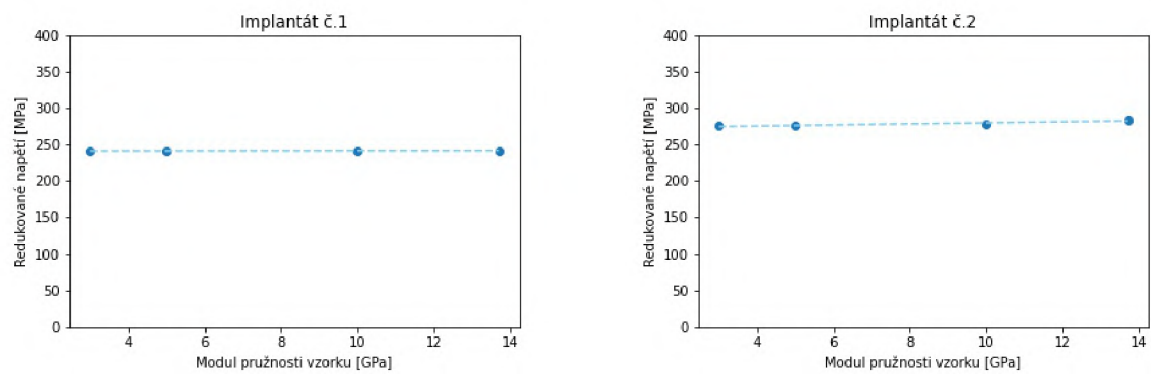
Obrázek 44: Změna napjatosti implantátu č.2 při změně modulu pružnosti přípravku

Dle tab.12 a tab.13 a obr.45 a obr.46 lze konstatovat, že se zvyšujícím se modulem pružnosti upevňujícího přípravku se snižuje celková deformace implantátů a zvyšuje se redukované napětí na implantátu při zachování stejných okrajových podmínek a zatížení. Jako místo hodnocení napětí bylo vybráno místo zaoblení závitů implantátů dle obr.35. Deformace byla brána maximální pro danou variantu řešení.

Při hodnocení napjatosti implantátu č.2 nebyla brána v potaz singularita viz. obr.40. Toto místo produkuje vysoké špičkové napětí, které není relevantní.



Obrázek 45: Závislost deformace na modulu pružnosti přípravku



Obrázek 46: Závislost redukovaného napětí na modulu pružnosti přípravku v místech viz. bod 3 obr.35

6 Závěr

Cílem práce bylo prostudovat platné normy v oblasti dentální implantologie, dále vytvořit deformační a napěťovou analýzu dentálního implantátu z dat získaných na mikro-CT. V první části práce byla zpracována rešerše problematiky. Dále byly studovány typy implantátů, druhy závitů a byla předložena rešerše norem platných pro dentální implantologii.

V další části práce byly vytvořeny 2 modely nitrokostních zubních implantátů a model simulující podmínky dynamické únavové zátěžové zkoušky dle normy ISO 14801.

Závěry cílů práce:

- Normativní legislativa popisující dentální implantáty není obsáhlá. Celkem existuje ne více než 15 norem specializujících se na dentální implantologii.
- Při zatížení silou 50 N nedojde u zrekonstruovaných implantátů k plastické deformaci ani k porušení materiálu. Žádný z implantátů nepřesáhne mez kluzu, která byla pro titan třídy 4, stanovena dle [4] na 480 MPa, ani mez pevnosti 550 MPa.
- Při změně materiálu přídržovacího přípravku viz. obr.26 se celková deformace implantátu snižuje. S rostoucím modulem pružnosti přídržovacího přípravku celková deformace klesá viz. obr.45.
- Při změně materiálu přídržovacího přípravku viz. obr.26 se napětí implantátu dle teorie HMM zásadně nemění.

V prezentované bakalářské práci *Pevnostní analýza dentálních implantátů v kontextu platných norem* byly splněny všechny cíle práce.

7 Seznam použitých zdrojů

Články

- [3] Mikel Armentia et al. “Fatigue Design of Dental Implant Assemblies: A Nominal Stress Approach”. In: *Metals* 10 (čvn. 2020), s. 744. DOI: 10.3390/met10060744.
- [6] Grant Bullis a Siamak Abai. “Form and Function of Implant Threads in Cancellous Bone”. In: ().
- [7] “Cylindrical Implant Versus Tapered Implant: A Comparative Study”. In: *Cureus* 2022.14 (2022), s. 10. DOI: 10.7759/cureus.29675.
- [10] A. Darwich et al. “Fatigue Loading Effect in Custom-Made All-on-4 Implants System: A 3D Finite Elements Analysis”. In: *IRBM* 43.5 (2022), s. 372–379. ISSN: 1959-0318. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2021.06.008>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031821000762>.
- [13] “Effect of the geometry of butt-joint implant-supported restorations on the fatigue life of prosthetic screws”. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 127.3 (2022), 477.e1–477.e9. ISSN: 0022-3913. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.12.010>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391321007009>.
- [14] Erkan Erkmen et al. “Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D FEA study”. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4.1 (2011), s. 107–116. ISSN: 1751-6161. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.09.011>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616110001347>.
- [15] Atilim Eser, Siegward Heintze a Thomas Albrecht. “FEM Simulations of ISO 14801 Implant Fatigue Test Setup”. In: (čvn. 2018).
- [16] Gurcan Eskitascioglu et al. “The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study”. In: *The Journal of prosthetic dentistry* 91 (břez. 2004), s. 144–50. DOI: 10.1016/S0022391303007418.
- [17] “Fatigue induced changes in conical implant–abutment connections”. In: *Dental Materials* 31.11 (2015), s. 1415–1426. ISSN: 0109-5641. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.004>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564115004005>.
- [18] Alper Gultekin, Pinar Turkoglu a S. Yalcin. “Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry”. In: (říj. 2012). DOI: 10.5772/48339.
- [19] Yuanhan Chang. “Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process”. In: *International Journal of Implant Dentistry* 2018 (). DOI: 10.1186/s40729-018-0119-5.
- [20] Yung Cheng, Cho-Pei Jiang a Deng-Huei Lin. “Finite element based optimization design for a one-piece zirconia ceramic dental implant under dynamic loading and fatigue life validation”. In: *Structural and Multidisciplinary Optimization* 59 (břez. 2019). DOI: 10.1007/s00158-018-2104-2.
- [21] “Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach”. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 121.3 (2019), 546.e1–546.e10. ISSN: 0022-3913. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.023>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239131830917X>.
- [24] Enrico Marchetti. “Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol”. In: *Implant Dentistry* 2019.6 (2019). DOI: 10.1097/ID.000000000000151.

-
- [25] “Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis”. In: *The Journal of Prosthetic Dentistry* 119.4 (2018), s. 611–619. ISSN: 0022-3913. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.030>.
- [26] Wagner Moreira et al. “A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants”. In: *European journal of dentistry* 7 (říj. 2013), s. 484–91. DOI: 10.4103/1305-7456.120642.
- [29] Mahmoud Al-Omiri et al. “Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: Within-subject comparison to opposite dentate side”. In: *Journal of Oral Rehabilitation* 41 (dub. 2014). DOI: 10.1111/joor.12174.
- [30] J.W. Osborn a F.A. Baragar. “Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: Symmetric vertical bite forces”. In: *Journal of Biomechanics* 18.8 (1985), s. 599–612. ISSN: 0021-9290. DOI: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90014-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90014-4). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929085900144>.
- [31] Jiri Petruzalka. “Nanostrukturní titan- nový materiál pro dentální implantáty”. In: *Česká Stomatologie* 106 (led. 2006), s. 72–77.
- [32] María Prados-Privado et al. “A New Model to Study Fatigue in Dental Implants Based on Probabilistic Finite Elements and Cumulative Damage Model”. In: *Applied Bionics and Biomechanics* 2017 (čvc. 2017), s. 1–8. DOI: 10.1155/2017/3726361.
- [35] Mansour Rismanchian et al. “Effect of Implants on Maximum Bite Force in Edentulous Patients”. In: *Journal of Oral Implantology* 35.4 (srp. 2009), s. 196–200. ISSN: 0160-6972. DOI: 10.1563/1548-1336-35.4.196. eprint: https://meridian.allenpress.com/joi/article-pdf/35/4/196/2036038/1548-1336-35_4_196.pdf. URL: <https://doi.org/10.1563/1548-1336-35.4.196>.
- [36] Oliver Röhrle, Harnoor Saini a David C. Ackland. “Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view”. In: *Dental Materials* 34.1 (2018), s. 58–68. ISSN: 0109-5641. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.005>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956411730756X>.
- [37] Oliver Röhrle et al. “A novel computational method to determine subject-specific bite force and occlusal loading during mastication”. In: *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 21 (čvc. 2018). DOI: 10.1080/10255842.2018.1479744.
- [38] Tomasz Ślezak, Piotr Koniorczyk a J. Zmywaczyk. “DSC investigations of Titanium Grade 1 in a wide temperature range”. In: *AIP Conference Proceedings* 2170 (lis. 2019), s. 020020. DOI: 10.1063/1.5132739.
- [39] “Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles”. In: *Journal of Dentistry* 8.1 (1980), s. 27–34. ISSN: 0300-5712. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(80\)80042-X](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(80)80042-X). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030057128080042X>.
- [43] “The transmandibular implant: A 2-year prospective study”. In: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 47.7 (1989), s. 679–683. ISSN: 0278-2391. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(89\)80005-9](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(89)80005-9). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0278239189800059>.
- [44] “The transmandibular implant: A 2-year prospective study”. In: *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 47.7 (1989), s. 679–683. ISSN: 0278-2391. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(89\)80005-9](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(89)80005-9). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0278239189800059>.
- [45] Hüsna TOPKAYA. “EFFECT OF DENTAL IMPLANT DIMENSIONS ON FATIGUE BEHAVIOUR: A NUMERICAL APPROACH”. In: (2018). DOI: 10.17482/uumfd.299899.

-
- [46] Yusuke Toyoshima a Noriyuki Wakabayashi. “Load limit of mini-implants with reduced abutment height based on fatigue fracture resistance: experimental and finite element study.” In: *The International journal of oral & maxillofacial implants* 30 1 (2015), e10–6.
- [47] K Williams a W Murphy. “A Finite Element Stress Analysis of the Transmandibular Implant System”. In: *The International journal of prosthodontics* 14 (břez. 2001), s. 115–9.

Knihy

- [8] Radomír Čihák. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN: 80-7169-970-5.
- [11] *Dental Materials- : Properties and Manipulation*. 10th Edition. Elsevier Health Sciences: Elsevier, 2014. ISBN: 9780323291507.
- [22] Pavel Klener. *Vnitřní lékařství*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Karolinum, c2006. ISBN: isbn80-7262-430-x.
- [23] P. Marcián. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. Brno, 2012.
- [28] Arturo N. Natali. *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis, 2003. ISBN: 0-415-30666-3.
- [34] Randolph R. Resnik. *Misch's contemporary implant dentistry*. Fourth edition. [Philadelphia]: Elsevier, [2021]. ISBN: 978-0-323-39155-9.
- [41] Antonín Šimůnek. *Dentální implantologie*. Třetí, přepracované a doplněné vydání. Hradec Králové: ARTILIS, 2017. ISBN: 978-80-906794-0-5.

Normy

- [5] *ASTM F67. Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications*. 1. vydání. Philadelphia: USA: ASTM International, 2016.
- [9] *ČSN EN ISO 14801. Stomatologie - Implantáty - Dynamická zatěžovací zkouška nitrokostních zubních implantátů*. 1. Vydání. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2017, Třídící znak: 856367.

Webové stránky

- [1] *1888Implant.com*. URL: https://www.1888implant.com/mobile/dental_implants.html (cit. 21. 05. 2023).
- [2] *Anatomie, Stavba zubu*. URL: <https://www.symptomy.cz/anatomie/zuby> (cit. 05. 03. 2023).
- [4] *ASM Aerospace specification metals. Titanium Grade 4*. URL: <https://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=mtu040> (cit. 24. 05. 2023).
- [12] *Dentistry — Contents of technical file for dental implant systems*. 2010. URL: <https://www.iso.org/obp/ui/%5C#iso:std:iso:10451:ed-2:v1:en> (cit. 19. 03. 2023).
- [27] *Muscles of Mastication*. 2022. URL: <https://sciencenaturalphenomena.com/2022/11/muscles-of-mastication/> (cit. 04. 03. 2023).
- [33] *Primary and secondary stability*. 2017. URL: <https://2017.igem.org/Team:Warwick/HP/Silver> (cit. 23. 02. 2023).
- [40] *Structure of Bone Tissue*. URL: <https://training.seer.cancer.gov/anatomy/skeletal/tissue.html> (cit. 05. 03. 2023).
- [42] *The structure of bone*. URL: <https://www.osteoporosis.foundation/health-professionals/about-osteoporosis/bone-biology> (cit. 05. 03. 2023).
- [48] *Zubní implantáty-info*. URL: <https://www.zubniimplantaty-info.cz/zubni-implantaty> (cit. 21. 05. 2023).

Seznam obrázků

1	Jednotlivé zuby v kontextu horní a dolní čelisti [8]	1
2	Popis struktury kosti [42]	2
3	Stavba zubu v porovnání s implantátem [2]	3
4	Žvýkácké svaly [27]	4
5	1. molár a síly na něj působící [37]	4
6	Závislost primární a sekundární stability implantátu na čase [33]	5
7	Nemoci vztahující se k zubním implantátům	6
8	Způsoby uchycení implantátů v kosti	7
9	Různé druhy implantátů	8
10	Jednochodý a vícechodý závit	9
11	Typy vícechodých závitů [6]	9
12	Typy závitů implantátu [6]	10
13	Detaily závitů 2 studovaných implantátů	10
14	Profil mikrozávitu vyfocený pomocí 3D Zeiss mikroskopu na Mezinárodním strojírenském veletrhu	11
15	Mikrostruktura titanu třídy 1 [38]	13
16	Schématický obrázek způsoby testování dle normy ISO 14801. 1, zatěžovací zřízení. 2, nominální kostní hladina. 3, abutment. 4, polokulový zatěžovací člen. 5, tělo implantátu. 6, přípravek. 7, osa implantátu	15
17	Koncové body, kterými je třeba se zabývat při posuzování biologických rizik - ISO 10933-1	17
18	Normy vztahující se k zubním implantátům	18
19	Proces snímání mikro-CT	20
20	Záznam z mikro-CT	21
21	Segmentace obrazů	21
22	Tvorba vnitřní geometrie modelu	22
23	Hlavní rozměry implantátů	22
24	Tvorba geometrie implantátu a jeho vnitřní struktury	23
25	Postupná tvorba modelu	23
26	Tvorba přípravku a abutmentu	24
27	Porovnání naměřených a vymodelovaných dat	24
28	Prvek kvadratického čtyřstěnu SOLID 187	26
29	Diskretizace modelu implantátu	26
30	Diskretizace modelu abutmentu	26
31	Přechody závitů v konečno-prvkovém modelu	27
32	Model okrajových podmínek	28
33	Model silového zatížení	28
34	Proces tvorby geometrie implantátu	29

35	Kritická místa studovaných implantátů	30
36	Celkové přetvoření implantátu č.1	31
37	Napětí na implantátu č.1 dle teorie HMM	31
38	Celkové přetvoření implantátu č.2	32
39	Napětí na implantátu č.2 dle teorie HMM	32
40	Ilustrace vzniku singulárního místa	33
41	Posuvy implantátů v ose z	34
42	Posuvy implantátů v ose y	34
43	Změna napjatosti implantátu č.1 při změně modulu pružnosti přípravku . .	35
44	Změna napjatosti implantátu č.2 při změně modulu pružnosti přípravku . .	36
45	Závislost deformace na modulu pružnosti přípravku	36
46	Závislost redukovaného napětí na modulu pružnosti přípravku v místech viz. bod 3 obr.35	37

Seznam tabulek

1	Materiálové vlastnosti lineárního isotropního modelu kostních tkání [16] [37] [39] [10]	2
2	Rozměry závitů zrekonstruovaných implantátů	11
3	Vlastnosti materiálů používaných v dentální implantologii [34]	12
4	Třídy titanu [34]	13
5	Chemické složení titanu tříd 1 - 4	14
6	Hlavní rozměry obou implantátů	22
7	Materiálové charakteristiky	25
8	Změna napětí při změně velikosti prvků na plochách implantátu č. 1	27
9	Změna napětí při změně velikosti prvků na plochách implantátu č. 2	27
10	Redukované napětí implantátu č.1	31
11	Redukované napětí implantátu č.2	32
12	Porovnání redukovaného napětí se změnou přípravku na implantátu č.1 . .	35
13	Porovnání redukovaného napětí se změnou přípravku na implantátu č.2 . .	35