

UNIVERZITA HRADEC KRÁLOVÉ

Přírodovědecká fakulta

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ČELISTI SE ZUBNÍM IMPLANTÁTEM

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF JAW WITH TOOTH IMPLANT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE

RENATA PAVLÍKOVÁ

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

doc. RNDr. Štěpán Hubálovský, Ph.D.

SUPERVISOR

Hradec Králové 2021

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou čelisti se zubním implantátem. Zubní implantáty mají funkci náhrady chybějících zubů, které jsou pevně ukotvené v čelisti. Implantát tvoří v dutině ústní pilíř, na který je připevněna umělá zubní korunka nebo můstek. V diplomové práci je popsáno řešení deformace a napjatosti zubního implantátu firmy TIMPLANT s.r.o.

Řešení bylo provedeno výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků v programu ANSYS. Modely geometrie jsou vytvořeny v programu SolidWorks.

Abstrakt

This diploma thesis is dealt with stress-strain analysis of jaw with teeth implants. Teeth implants when locked in place (jaw) have the ability to replace and be used in the same way as the missing teeth. The implant creates a pillar column in the buccal cavity and then the tooth cap or bridge is secured on the pillar column. In this diploma thesis it is described as a solution of stress and strain teeth implant to firm TIMPLANT s.r.o.

The solution is accomplished in program ANSYS by Finite Element Method. The geometric models are made in program SolidWorks.

KLÍČOVÁ SLOVA

Deformačně napěťová analýza, zubní implantát, dolní čelist – mandibula, modelování, metoda konečných prvků

KEY WORDS

Stress-Strain Analysis, Dental Implant, Jowl – Mandibule, Simulation, Finite Element Method

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

Pavlíková, R. Deformačně napěťová analýza čelisti se zubním implantátem

Hradec Králové: Univerzita Hradec Králové. Přírodovědecká fakulta

Vedoucí práce doc. RNDr. Štěpán Hubálovský, Ph.D.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně na základě uvedené literatury pod vedením vedoucího diplomové práce.

.....

V Hradci Králové dne

Poděkování:

Tímto bych chtěla poděkovat svému vedoucímu diplomové práce, doc. RNDr. Štěpánu Hubálovskému, Ph.D. za odbornou a pedagogickou pomoc v průběhu vypracování této diplomové práce. Dále děkuji všem, kteří mi poskytli pomoc při shromažďování odborných materiálů a za poskytování svých rad.

Obsah

Úvod	1
1 Popis problémové situace	2
2 Formulace problému a cíle jeho řešení.....	4
3 Metoda řešení	5
4 Anatomie z hlediska řešené úlohy	6
4.1 Označení rovin a směrů.....	6
4.2 Stavba kosti	7
4.3 Dolní čelist (mandibula)	12
4.4 Čelistní kloub.....	14
4.5 Pohyby dolní čelisti	14
4.6 Anatomie zubů	17
Jednotlivé části zubů.....	17
Makroskopická a mikroskopická stavba.....	18
Druhy zubů	19
Značení zubů	21
Cévní a nervová zásobování	22
5 Dentální implantáty.....	24
5.1 Co je zubní implantát	24
5.2 Klasifikace materiálů	24
5.3 Dělení materiálů z hlediska biologické reakce na organismus	25
Oseointegrace	26
5.4 Druhy implantátů	27
5.5 Historický přehled použitého materiálu	28
Povrchová úprava implantátu.....	31
Drsnost povrchu.....	31
5.6 Implantát systému nanostruktury	32
6 Vstupní údaje o materiálu.....	36
6.1 Model materiálu kosti	36
6.2 Model materiálu implantátu.....	36
6.3 Vstupní údaje o zatížení	37
7 Tvorba výpočtového modelu	39

7.1	Model geometrie soustavy	39
7.2	Konečnoprvkový model v programu ANSYS	45
	Tvorba sítě spongiózní a kompaktní kosti s implantátem.....	46
7.3	Model vazeb.....	48
7.4	Model zatížení.....	49
7.5	Model materiálu.....	51
8	Prezentace a analýza výsledků.....	52
8.1	Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na redukované napětí a hlavní napětí σ_1 a σ_3 52	
	Výsledky redukovaného napětí implantátu A10.....	53
	Vyhodnocení redukovaného napětí implantátu A10 a A12 ve srovnání s čepelkovými implantáty:	55
	Výsledky hlavního napětí σ_1 a σ_3 spongiózy – přirostlá kortika pro implantát A10 a A12 ..	56
	Vyhodnocení hlavního napětí	63
	Závěr.....	64
	Seznam použité literatury	65

Úvod

Vedle životně důležité funkce, schopnosti kousání a žvýkání, jsou zuby rozhodujícím elementem harmonickému výrazu obličeje a s tím spojeným osobním šarmem, nezaměnitelnou mimikou a dokonalým úsměvem. Zuby jsou předpokladem pro bezchybnou výslovnost a estetiku. Stav chrupu je Vaší vizitkou, podle které Vás okolí hodnotí.

Během života dochází ke ztrátě vlastních zubů z mnoha důvodů. Může to být zubní kaz, onemocnění dásní, úraz, atd. Více nepříjemností, nehledě na kosmetickou vadu, jistě způsobí ztráta předního zubu, než zubu v postranním úseku (stoličky). Chybějící zub se projeví funkčně i esteticky, takže náš vnější výraz i naše schopnost jíst je poškozena. Přejeme si samozřejmě co nejvěrnější a nejpřirozenější náhradu zubu, která by měla plně odpovídat estetickému vzoru i funkci. Chybějící vlastní zuby byly dříve často nahrazovány umělými korunkami, můstky nebo snímatelnými částečnými či totálními protézami. U některých z těchto forem ošetření je zapotřebí obětovat zdravé vedlejší zuby, které se obrousí a tak zajistí upevnění umělých náhrad. Přitom však není nahrazen vlastní kořen. Prázdný prostor v čelisti zůstane nevyplněn, tím dojde ke stažení kosti a během následujících let ke ztrátě původní kostní masy, tzv. atrofii. Následkem je špatně sedící zubní protéza, která musí být neustále korigována (návštěvy lékaře). Toto vede u mnoha pacientů k vyhýbání se sociálním kontaktům a ztrátě sebedůvěry.

Zubní implantáty jsou plnohodnotnou náhradou ztracených zubů. Jako umělý kořen tvoří stabilní základ pro dlouhodobé upevnění korunky. Broušení sousedních zubů odpadá, ztráta kostní masy atrofií je vyloučena, neboť implantáty přenáší žvýkací síly do kosti a podněcují tak její regeneraci. Implantát, jako náhrada kořene zubu, je nejelegantnější způsob, jak docílit vyplnění mezery po chybějícím zubu. Zubní implantáty jsou také jisté ukotvení pro snímatelné protézy a ušetří pacienty před známými nevýhodami konvenčního (umělého) skusu. Existuje řada typově odlišných implantátů a každý má své výhody i nevýhody. Úspěšnost aplikace a životnost implantátu závisí na celé řadě faktorů, mezi kterými mají nezastupitelně místo i faktory související s mechanikou implantované náhrady.

1 Popis problémové situace

Přenos žvýkacích sil vlastních zubů se realizuje pomocí mikropohybů umožněných parodontálními vlákny. Oproti tomu implantáty vykazují s kostí rigidní (stálé) spojení. Absence periodontální štěrbiny a parodontálních vláken znamená též nepřítomnost mechanismu kompenzujícího síly, jenž by zmírnil okluzní zátěž vyvíjenou na kost a umožnil adaptaci na různé zátěže.

Při axiálním zatížení vlastních zubů je možný korono-apikální pohyb v rozsahu 25 až 100 μm , zatímco u implantátu je rozsah tohoto pohybu maximálně 3 až 5 μm a podmiňuje ho pouze elasticita kosti. U přirozených zubů dochází k okamžité distribuci laterálních žvýkacích tlaků z cervikální oblasti směrem k apexu kořene. Rozsah pohybu činí 56 až 108 μm s osou otáčení v apikální třetině kořene.

Implantáty se chovají jinak. Přenos laterálně působící síly se odehrává postupně, rozsah pohybu činí nejvýše 10 až 50 μm a osa otáčení neleží v oblasti apexu implantátu, ale na samém vrcholu alveolární kosti. Zde tedy periimplantátová kost čelí nejvyšší žvýkací zátěži. Dochází k přetížení této oblasti, kost začne podléhat resorptivním procesům, čímž dochází ke zvýšení náchylnosti k periimplantátovým zánětům nebo jejich zhoršení. Distribuce zátěže závisí na její povaze. Kost je nejpružnější při tlaku a nejméně pružná při smykovém působení síly.

Klinický význam pro funkci implantátů mají jejich mikromechanické i makromechanické prvky. Mikromechanická struktura se uplatňuje při primární integraci a iniciální zátěži. Pískování nebo leptání kyselinou zvětšuje povrch implantátu a plochu dostupnou pro kontakt s kostí. Makromechanický design se podílí jak na časném, tak pozdním zatížení. Leštěné povrchy zvětšují riziko ztráty kosti z důvodu nevhodného přenosu žvýkacích sil, neboť na nich během žvýkání dochází ke vzniku smykových sil.

V současnosti používané šroubové implantáty mají schopnost transformovat neaxiální zatížení ve výhodnější axiální přenos žvýkacích sil na kost. Cylindrické implantáty mají větší funkční povrch přenášející žvýkací zátěž, než implantáty kónické. Kónické implantáty tedy vykazují vyšší stres vyvíjený na alveolární kost. Biomechanická zátěž tak může být zmírněna i výběrem implantátu s příhodným designem, délkou, průměrem a patřičným abutmentem reflektujícím potřeby a faktory pacienta.

Studie zabývající se biomechanickými vlastnostmi implantátů nadnesly řadu důležitých skutečností, jichž by si kliničtí pracovníci i výrobci měli být vědomi. Rozložení žvýkací zátěže se ukázalo být přímo spojené s velikostí a tvarem

implantátu. Průměr implantátu má podstatný význam pro velikost povrchu dostupného pro oseointegraci.

Funkční povrch implantátu je všeobecně považován za nejdůležitější složku podílející se na celkovém designu implantátu. Průměr implantátu se významně podílí na remodelaci alveolární kosti. Široké implantáty s průměrem až 6,0 mm redukuje okluzní stres oproti užším implantátům o průměru 3,5 mm třikrát až čtyřikrát. Délka implantátů není nejdůležitějším faktorem podílejícím se na ovlivnění přenosu funkční zátěže. Analýzy prokázaly, že největší žvýkací zátěž a její přenos se uskutečňují v koronálních 40 % délky implantátu. **[1]**

2 Formulace problému a cíle jeho řešení

Z analýzy problémové situace vyplývá, že namáhání dentálního implantátu a okolních tkání významně ovlivňuje funkci a spolehlivost zubních implantátů a možnost jejich selhání.

Mechanické poměry v dentálním implantátu významně ovlivňují možnost výskytu selhání.

Při deformačně napěťové analýze zubních implantátů s okolní tkání je třeba vyřešit řadu dílčích problémů.

Cíle řešení: Provedení deformačně napěťové analýzy dolní čelisti s určitým typem zubního nanoimplantátu A10, A12 k posouzení mechanické interakce s kostní tkání.

3 Metoda řešení

Formulovaný problém lze zařadit do oblasti stomatologické biomechaniky. Z mechanického hlediska má problém charakter obecné pružnosti a pevnosti. Základní metody pro řešení problémů tohoto typu jsou:

- **Analogové modelování** – Tento problém je charakterizován materiálovým a strukturními odlišnostmi reálného a modelovaného objektu. Fyzikální procesy probíhající v obou objektech mají rozdílnou fyzikální podstatu.
- **Podobnostní modelování** – Je založeno na využití základního zákona podobnostního modelování. Modelovým objektem je materiálový objekt, který má s reálným objektem podobnou geometrii, materiál i strukturu. Děje, probíhající v něm, mají stejnou fyzikální podstatu jako v reálném objektu. Oba objekty musí mít stejná podobnostní čísla.
- **Experimentální modelování** – Modelovým objektem je materiální model, na němž se realizuje experiment s cílem určit neznámé parametry. Pro toto modelování je charakteristické, že reálné a modelované objekty jsou totožné.
- **Výpočtové modelování** – Pro řešení problému se vybere vhodná matematická teorie, algoritmus a výpočetní prostředí.

Každá z uvedených metod je vhodná pro určité skupiny úloh a pro použití má specifické hardwarové a softwarové nároky. V našem případě nelze uskutečnit experimentální, podobnostní ani analogové modelování. Je to z důvodu časových, finančních a hlavně bychom museli měření provádět na živém objektu, a to je prakticky nemožné.

Z hlediska typu úlohy je nejvhodnější metodou pro řešení formulovaného problému výpočtové modelování. To lze realizovat analytickými a numerickými metodami, popřípadě metodou umělé inteligence.

Při výpočtovém modelování formulovaného problému stanovíme úroveň řešení. Na dané úrovni určíme podstatné prvky a vztahy mezi nimi. Podstatné prvky popíšeme veličinami a vztahy vyjádříme matematicky. Množinu veličin rozdělíme na známé (například převzaté z literatury, změřené, zadané, atd.) a neznámé veličiny (takové, které chceme zjistit, například posuvy, napjatost, atd.). Neznámé veličiny určíme z matematicky vyjádřených vztahů za předpokladu splnění nutných podmínek řešitelnosti. Pokud je matematicky vyjádřený systém obecně vyřešen, případně algoritmizován a pro algoritmus vytvořen software, pak vstupní veličiny tvoří podmnožinu známých veličin a neznámé veličiny jsou určité řešením.

Pro řešení formulovaného problému bylo použito výpočtové modelování, a to numerické řešení metodou konečných prvků. [2]

4 Anatomie z hlediska řešení úlohy

K mezinárodnímu dorozumívání se v medicíně používá latinského názvosloví. Pro popis řešené soustavy je v této kapitole uvedeno základní anatomické názvosloví, související s řešeným problémem.

4.1 Označení rovin a směrů

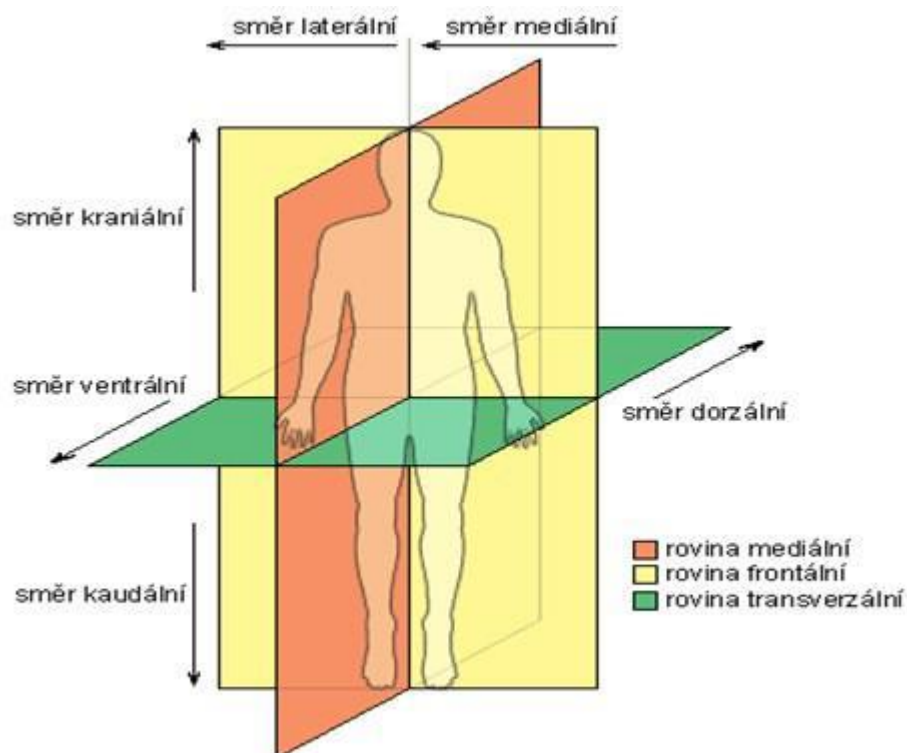
Základní anatomická poloha tělo při určování směrů je vzpřímený stoj s horními končetinami visícími volně podél těla a dlaněmi obrácenými dopředu. Palec ruky je tedy prst vnější, malík vnitřní. Pro orientaci v prostoru a pro určení směrů se užívá těchto termínů:

Označení rovin těla: (obr. 1)

- **Rovina mediánní** je rovina svislá, je zepředu dozadu a dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny. Je vlastně jednou z rovin sagitálních.
- **Rovina sagitální** (lat. Sagitta, šíp) jsou všechny další předozadní roviny rovnoběžné s rovinou mediální.
- **Rovina frontální** je svislá, rovnoběžná s čelem (lat. front, čelo), tedy kolmé na rovinu mediální a na roviny sagitální.
- **Rovina transversální (horizontální)** – na stojícím těle horizontální, probíhají tělem napříč a jsou kolmé na rovinu mediánní a na roviny sagitální, jakož i na roviny frontální.

Označení směrů: (obr. 1)

- **Cranialis** – směrem k hlavě (lat. uranium, lebka)
- **Caudalis** – směrem k dolnímu konci těla (lat. cauda, ocas)
- **Ventralis** – přední (lat. venter, břicho)
- **Dorsalis** – zadní (lat. dorsum, záda)
- **Medialis** – vnitřní, tj. ležící blíže mediální rovině
- **Lateralis** – zevní, vnější, tj. ležící dále od mediánní roviny (lat. latus, bok)



Obrázek 1 - Základní roviny a směry lidského těla [3]

4.2 Stavba kosti

Kost (os, ossis) je tvrdá, mineralizovaná, pojivová tkáň žlutobílé barvy. Poskytuje pevnou, ale pohyblivou oporu lidského těla formou vnitřní konstrukce, na kterou se upínají svaly a šlachy. Vykazuje různé mechanické vlastnosti podle své struktury, lokality, směru nebo zatížení. Každá kost se skládá ze tří základních částí (viz obr. 2). Vnější povrch kosti kryje vazivový obal, zvaný okostice (periosteum), pod kterým se nachází vlastní kostní tkáň (kompakta a spongióza). Dutiny uvnitř kostí vyplňuje kostní dřev (medulla ossium).

Okostice (obr. 2) - Kromě základní krycí a růstové funkce je hlavním úkolem této tenké bělavé vazivové blány zásobování kostní tkáně kyslíkem a živinami. Z tohoto důvodu je okostice protkána hustou sítí krevních cév a nervů. Její citlivost oproti zbývajícím kostním vrstvám se projevuje zejména při zlomeninách, kdy při přerušení nervů je do mozku vyslán signál vnímaný jako bolest. Okostice, jako vnější obal kosti, se vyskytuje na povrchu všech typů kostí. Jedinými dvěma

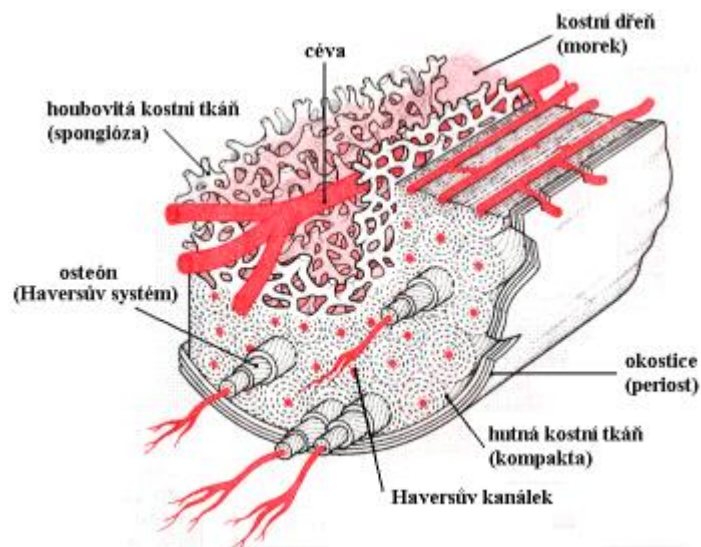
výjimkami jsou místa, kde dochází k úponu svalů, a ve styčných plochách kloubů, kde je tato tenká blána nahrazena chrupavkou.

Kostní dřev (obr. 2) - Tvorba většiny krevních částic, od červených krvinek po krevní destičky z kmenových buněk, je hlavní funkcí této měkké tukové tkáně vyplňující dřevové dutiny kostí. Při narození lidského jedince je červená kostní dřev (medulla rubra) přítomna ve všech kostech bez výjimky. Teprve s postupem let je, v některých částech kostry, nahrazována svou nažloutlou formou (medulla flava) v důsledku ukládání tukových buněk a ve své původní formě přetrvává pouze v dřevových dutinách některých dlouhých kostí a v komůrkách nacházejících se v houbovité kostní tkáni (např. uvnitř kosti hrudní, kosti stehenní a lopatkách). Ve vysokém věku, a většinou jako následek podvýživy (ztráta tuku), může tato tkáň degradovat do šedobílé podoby (medulla grisea).

Kostní tkáň (obr. 2)

Kompakta – hustá kostní tkáň (substantia compacta). Tato tvrdá, hustá kostní tkáň, nacházející se pod okosticí, je tvořena především buňkami válcovitého vzhledu, označovanými jako osteóny (Haversovy systémy). Okolo středu každého z osteónů jsou koncentricky uspořádány lamely obsahující kolagenní fibrily. Samotnými středy osteónů jsou vedeny tzv. Haversovy kanálky s krevními a lymfatickými cévami a nervy, jejichž úkolem je zajišťovat výživu, růst a obnovu kostní tkáně. Vedle uspořádaných osteónů obsahuje hutná kostní tkáň i systémy lamel, které se dělí podle pravidelnosti svého uspořádání a funkce na vmezežené, vnitřní plášťové a vnější plášťové.

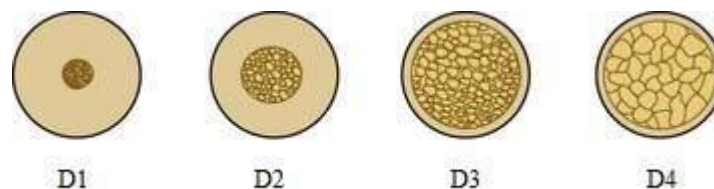
Spongióza – houbovitá kostní tkáň (substantia spongiosa). Tato kostní tkáň se nachází především v dutině dlouhých kostí a svou strukturou připomíná hustou síť, kterou procházejí krevní cévy a nervy (Haversovy kanálky). Skládá se z trámců a plotének, jejichž rozložení a orientace jsou realizovány tak, aby kostem umožňovaly co nejlépe odolávat tlaku a tahu. Toto specifické uspořádání se označuje jako architektura kosti, která se u každého člověka liší a v průběhu jeho života je schopna se přizpůsobit aktuálnímu rozložení sil. Nejvíce patrná je tato adaptace po úrazech, kdy nově namáhané trámce jsou zesilovány a naopak nezátěžované postupně odbourávány. Spongióza se významnou měrou podílí na remodelaci a procesu hojení poškozené kostní tkáně.



Obrázek 2 - Kompaktní a houbovitá část kosti [3]

Hustota kosti a její klasifikace

Jedním ze zásadních faktorů ovlivňujících mechanické vlastnosti kosti, je její hustota (denzita), označovaná také jako kvalita kosti. Cílem léčby zlomenin dolní čelisti je zajištění dlouhodobé stability fixátorů a dokonalé osseointegrace, čehož se snadněji dosáhne jejich zavedením do kvalitní kosti. Kvalita kostní tkáně se často určuje podle Lekhlomovy a Zarbovy klasifikace, která byla později v r. 1990 modifikovaná Mischem. Ten ji rozdělil do čtyř základních regionů D1 - D4. Rozmístění jednotlivých úseků je znázorněno na obrázku 3.



Obrázek 3 - Klasifikace kostní denzity podle Mische[2]

D1 – pevná kortikální kost, málo spongiózy, téměř celá část kosti je tvořena homogenní pevnou kostí.

- Poloha: frontální oblast atrofované a bezzubé mandibuly.
- Výhody: primární stabilita, kontakt kosti s povrchem implantátu 90%, kratší implantáty.
- Nevýhody: horší krevní zásobení, delší doba hojení, minimální výška kosti, preparace lože pro implantát (přehřátí).

D2 – silná vrstva kortikální kosti obklopující hustotu spongiózní kost.

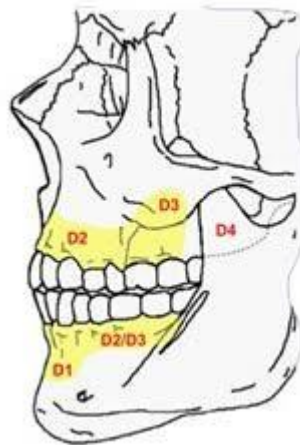
- Poloha: frontální a postranní úsek mandibuly
- Výhody: primární stabilita, kontakt kosti s povrchem implantátu 75%, dobré krevní zásobení a osseointegrace, snadná operace, bezproblémové hojení.

D3 – tenká kompakta, řídká spongióza.

- Poloha: postranní část mandibuly
- Výhody: bohaté krevní zásobení
- Nevýhody: horší osseointegrace

D4 – téměř žádná kompakta, řídká spongióza.

- Nevýhody: snížená primární stabilita, špatná osseointegrace



Obrázek 4 - Jednotlivé úseky [2]

Vyšetřovací metody hustoty kostí

Mezi nejznámější a nejpoužívanější patří denzitometrické vyšetření, pomocí kterého můžeme zjistit planární denzitu BMD (bone mineral density) a oblast kostních minerálů BMC (bone mineral content). Obvykle se toto vyšetření provádí v oblasti páteře nebo krčku femuru. Následně se naměřené hodnoty srovnávají s normálními hodnotami zdravé populace a vyjádří se pomocí T- a Z - skóre (násobky od populačního průměru). T-skóre je srovnání s generací 20-30 let a Z-skóre je srovnání se stejnou generací, do jaké pacient patří. Hodnoty zdravých jedinců jsou vždy vyšší jak 1. Toto vyšetření se provádí u pacientů, kteří mají chronické problémy s osteoporózou a je třeba je z dlouhodobého hlediska sledovat. Obdobná studie kosti v dolní a horní čelisti není možná, jelikož jsou podstatně individuální rozdíly a proto se ve stomatologii provádí je výjimečně.

Při vyšetřování kvality kostní tkáně před implantací zubního implantátu má zásadní význam počítačová tomografie CT (computer tomography). Provádí se dentální CT analýza, při níž z CT snímků lze posoudit hustotu kosti a předem stanovit vhodnou předoperační přípravu. Bohužel vybavení pro diagnostiku kvality/hustoty kosti patří mezi velmi nákladné a jejich pořizovací cena pro mnoho lékařů představuje výraznou bariéru. Kvantitativní analýza hustoty kostních tkání z CT snímků se provádí pomocí Hounsfieldových jednotek HU.

Detailnější informaci o kostní tkáni je možné získat z mikro CT, které umožňují nedestruktivním způsobem sledovat mikro strukturu objektů. Zatímco klasické CT pracuje v rozlišení desetin milimetrů (běžně je velikost jednoho pixelu 1mm), u mikro CT se jedná o setiny a tisíce milimetrů. Zařízení umožňuje snímat pouze malé objekty. Není možné snímat ani živý objekt, jelikož by dostal příliš vysokou dávku rentgenového záření. [17]

Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Kostní tkáň představuje velmi specifický materiál, který lze považovat za kompozit, složený z tvrdé kortikální složky a spongiózy. Jelikož se jedná o živou tkáň, která se v průběhu života neustále vyvíjí a mění, její mechanické vlastnosti nejsou konstantní. Hlavním důvodem je především obsah minerálních látek, který se mění v závislosti na věku jedince. Dalšími faktory, které mají vliv na mechanické vlastnosti a složení kosti, jsou např. pohlaví, životospráva nebo zdravotní stav jedince. Stanovení mechanických vlastností kostní tkáně je obecně velmi obtížné. Pro naše řešení postačí nejnížší a současně nejpoužívanější úroveň modelu materiálu, což je homogenní izotropní lineárně pružný tzv. Hookovský model. Ten je určen dvěma nezávislými materiálovými charakteristikami, které jsou totožné

ve všech směrech daného vzorku: Youngovým modulem pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovým číslem μ [-]. Pro tento model se uvažuje homogenní vrstva kortikální kosti a spongióza s neuspořádaným rozložením trámečků. V literatuře se uvádí široký interval hodnot tohoto modelu (viz tab. 1). Jejich rozdíl je způsoben především kvůli odlišnému provedení experimentu a stavu vzorků.

Tabulka 1 - Přehled hodnot elastického modulu pružnosti a Poissonova čísla kortikály a spongiózy dolní čelisti [16]

Autor	Kortikální kost E [MPa] E [MPa]	Kortikální kost μ [-]	Spongiózní kost E [MPa]	Spongiózní kost μ [-]
Apicella	15000	0,25	1500	0,29
Vincent	13800	0,26	345	0,31
Toparli	13800	0,26	100-500	0,3
Tanaka	14000	0,3	7900	0,3
Lin	14800	0,35	378	0,3
Carter	13780	0,3	7930	0,3
Tanne	8000	0,3	137	0,3
Bratu	13700	0,3	1370	0,3
Zarone	15000	0,25	1500	0,29

4.3 Dolní čelist (mandibula)

Dolní čelist je nejsilnější a nejmohutnější z obličejových kostí, má podkovovitý tvar a skládá se z těla (corpus mandibulae) a ze dvou ramen (rami mandibulae).

Tělo dolní čelisti:

- tvar dolní čelisti je parabolicky zakřivený na rozdíl od horní čelisti, která má tvar poloviny elipsy,
- část těla, ve kterém jsou umístěna zubní lůžka, je zakřivenější než dolní okraj mandibuly,
- tělo přechází na obou stranách pod tupým úhlem v rameno dolní čelisti,
- úhel dolní čelisti (angulus mandibulae) má přímý vliv na vzezření obličeje; u novorozence dolní čelist takřka plochá, ramena odstupují pod úhlem asi 170°; v dalším období se úhel zmenšuje (u dětí 150°), což je zapříčiněno

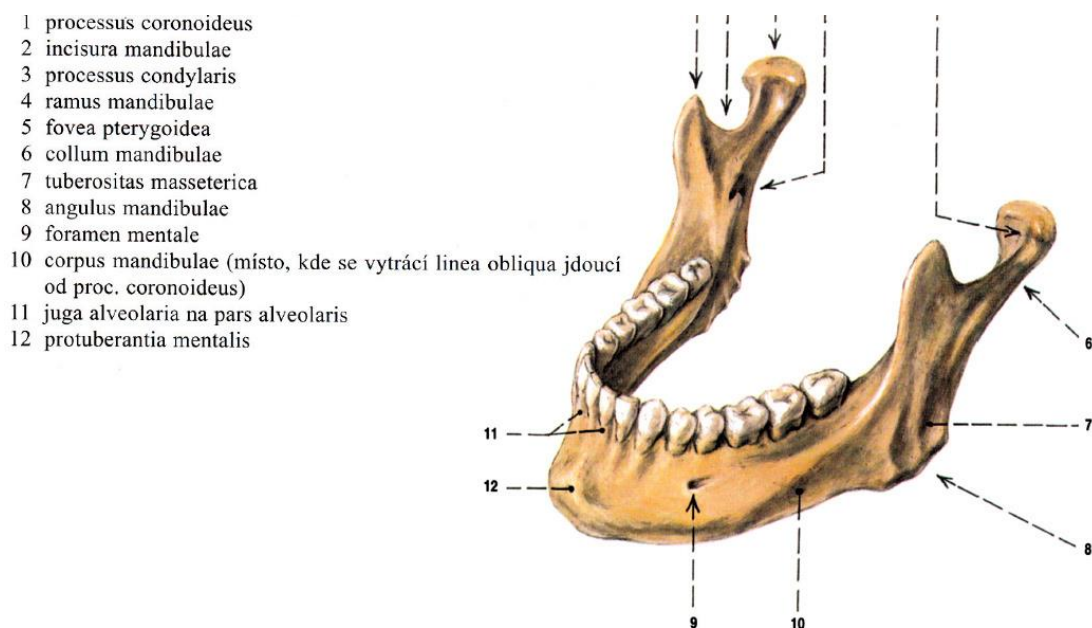
růstem čelisti při zvyšování nároků na její funkční zatížení a růstem alveolárního výběžku při růstu zubů; v dospělosti je úhel cca 120°; ve stáří se opět úhel zvětšuje (140°),

- při bezzubosti atrofuje alveolární část excentricky (oblouk se zvětšuje a rozšiřuje).

Ramena dolní čelisti:

- probíhají šikmo vzhůru dozadu a jsou zakončena dvěma výběžky – ventrálně (vpředu) svalovým a dorzálně (vzadu) kloubním,
- uvnitř těla dolní čelisti probíhá pod kořeny dolních stoliček a třenových zubů mandibulární kanál (canalis mandibulae), začíná na vnitřní ploše ramene, přibližně ve výši okrajů alveolu, dále otvorem mandibuly (foramen mandibulae) a končí na zevní ploše otvorem bradovým (foramen mentale).

Dolní čelist je jedinou obličejovou kostí, která se s lebkou spojuje kloubním spojením, čelistním kloubem.



Obrázek 5 - Mandibula - pohled zleva, shora, zepředu [5]

4.4 Čelistní kloub (obr. 6)

Čelistní kloub je složený kloub zajišťující spojení mezi pohyblivou dolní čelistí a nepohyblivou spánkovou kostí. Je to typický oboustranný kloub, ve kterém oba klouby tvoří funkční jednotku, jakákoliv změna jedné strany funkčně ovlivňuje kloub strany opačné.

Čelistní kloub tvoří hlavička, nazývaná též kondyl, a čelistní jamka, doplněná kloubním hrbolkem kosti spánkové, kloubní plochy jsou pokryty vazivovou chrupavkou. Specifikou temporomandibulárního kloubu je artikulační ploténka (nazývaná též disk), která vyrovnává rozdíly v zakřivení styčných ploch kloubu.

Stavba čelistních kloubů je velmi složitá a umožňuje složité pohyby při kousání, žvýkání a mluvení. Čelistní kloub vykonává v zásadě dva typy pohybů, a to otáčivý pohyb a posuvný. Výsledkem těchto pohybů jsou základní pohyby dolní čelisti.

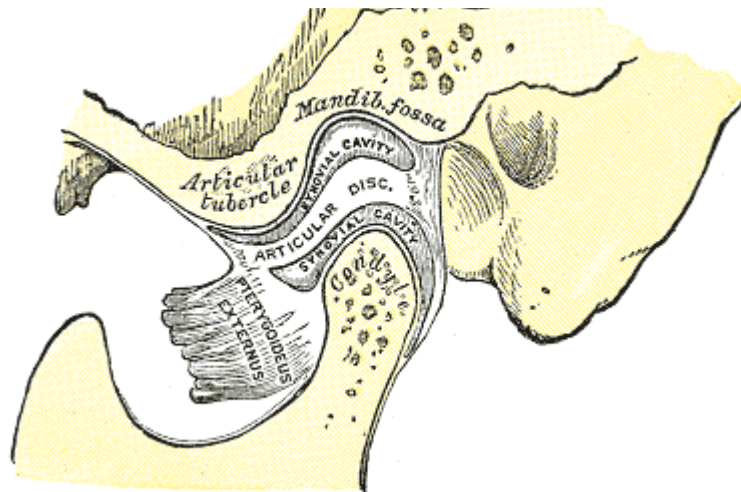
Z hlediska dynamiky je čelistní kloub součástí žvýkacího aparátu, jehož funkcí je žvýkání. Při žvýkání vytvářejí žvýkací svaly tzv. žvýkací sílu, její velikost dosahuje při maximálním stisku až 4000 N.

4.5 Pohyby dolní čelisti

- 1. Otevírací a zavírací pohyb – ABDUKCE a ADDUKCE**, též zvaný jako pohyb šarnýrový. Otvírací pohyb provádějí svaly spodiny ústní, upnuté na jazylce, nejdůležitější z nich je sval dvojbříškový. Při pootevření úst do vzdálenosti asi 12 mm mezi frontálními zuby, provádějí hlavičky kloubů čistě otáčivý pohyb, při tom zůstávají na místě a osa pohybu prochází středy obou kloubních hlaviček. Tento pohyb napodobí nejjednodušší artikulační přístroje – **okludory**. Pokračuje-li otevírací pohyb, začne se posunovat kloubní ploténka vpřed a při maximálním otevření úst se ocitne kloubní hlavička až na kloubním hrbolku. Tento pohyb mohou napodobovat dokonalejší artikulační přístroje – **artikulátory**. Při zavírání vykonává kloubní hlavička opačný pohyb, tzn. zpět do původní polohy v jamce. Na zavírání úst se účastní nejmohutnější žvýkací svaly, neboť se jedná o pohyb pracovní, jsou to – sval žvýkací, vnitřní sval křídlový a sval spánkový. Zavírací pohyb končí vždy v habituální okluzi.
- 2. Pohyb dolní čelisti vpřed – PROPULZE**. Dolní čelist se vysunuje z polohy habituální okluze přes postavení „hrana na hranu“ až do obráceného skusu

frontálních zubů. Kloubní hlavičky vykonávají pohyb čistě posuvný vpřed – vyvolaný symetrickým smrštěním obou zevních svalů křídlových, za současného sestupu, způsobeného předkusem horních frontálních zubů. Celkový charakter propulzního pohybu určují 3 faktory – **kloubní dráha**, **hodnota řezákového vedení** a **sklon hrboleků**. Při propulzi vzniká v molárových úsecích chrupu klínovité oddálení, které nazýváme Christensenův fenomén. Návrat dolní čelisti z propulze zpět – **RETROPULZE** – do habituální okluze, je v podstatě pasivní pohyb a nekoná se při něm žádná práce.

3. **Posun dolní čelisti stranou – LATEROPULZE** – je asymetrický a je vyvolán jednostranným smrštěním zevního svalu křídlového, který stahuje pouze jednu hlavici kloubu vpřed a dolů, hlavice kloubu na opačné straně zůstává téměř na místě a jen se nepatrně otáčí. Dolní čelist se vychyluje na opačnou stranu, než na které došlo ke svalové kontrakci.
4. **Návrat dolní čelisti z lateropulze zpět – MEDIOPULZE** – do habituální polohy je aktivní pohyb, vykonávaný žvýkacími svaly. Tento pohyb je důležitý při žvýkání na laterálních zubech, artikulační přístroj by je měl dobře napodobovat.



Obrázek 6 - Čelistní kloub (articulatio temporomandibularis)

[5]

Žvýkácí svaly (obr.7)

Svaly hlavy lze rozdělit na svaly žvýkácí a svaly mimické. Základní svaly žvýkácí jsou - velký sval žvýkácí (m. masseter), vnitřní sval křídlový (m. pterygoideus) a sval spánkový (m. temporalis). Mimické svaly rozdělujeme na svaly klenby lební, svaly štěrbinu oční, nosní, ústní.

- **M. Masseter** - Velký sval žvýkácí. Je to mohutný sval schopný rychlé a silné kontrakce. Začíná na lící kosti (os zygomaticum) a upíná se na zevní plochu dolní čelisti na úhel a částečně i na rameno mandibuly. Funkce svalu spočívá v tom, že přitahuje dolní čelist.
- **M. Pterygoideus medialis** - Vnitřní sval křídlový, se upíná na mandibulu v jejím úhlu na vnitřní ploše. Stejná činnost jako m. masseter, ale navíc působí propulzi.
- **M. Pterygoideus lateralis** - Zevní sval křídlový začíná na spodině lební a upíná se jednak na krček kloubní hlavice mandibuly a jednak v kloubním pouzdru a na disku (disk napíná). Při symetrickém smrštění posunuje kloubní hlavici mandibuly vpřed, při jednostranném smrštění ji uchyluje do strany.
- **M. Temporalis** - Sval spánkový má vějířovitý tvar, který začíná ve spánkové jámě spánkové kosti a upíná se na svalový výběžek mandibuly. Spánkový sval je slabší než m. masseter, je spíše pro činnost statickou než dynamickou. Obdobná funkce jako m. masseter, směr působení je více vertikální.



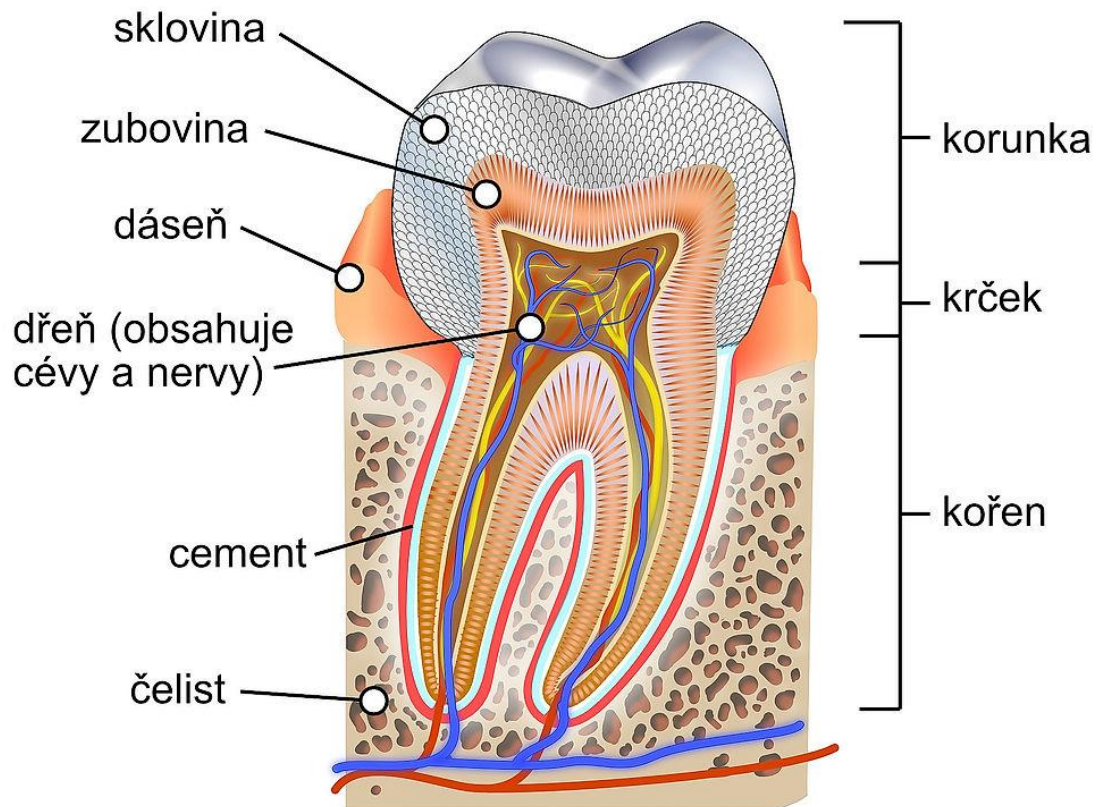
Obrázek 7 - Sval žvýkácí

4.6 Anatomie zubů

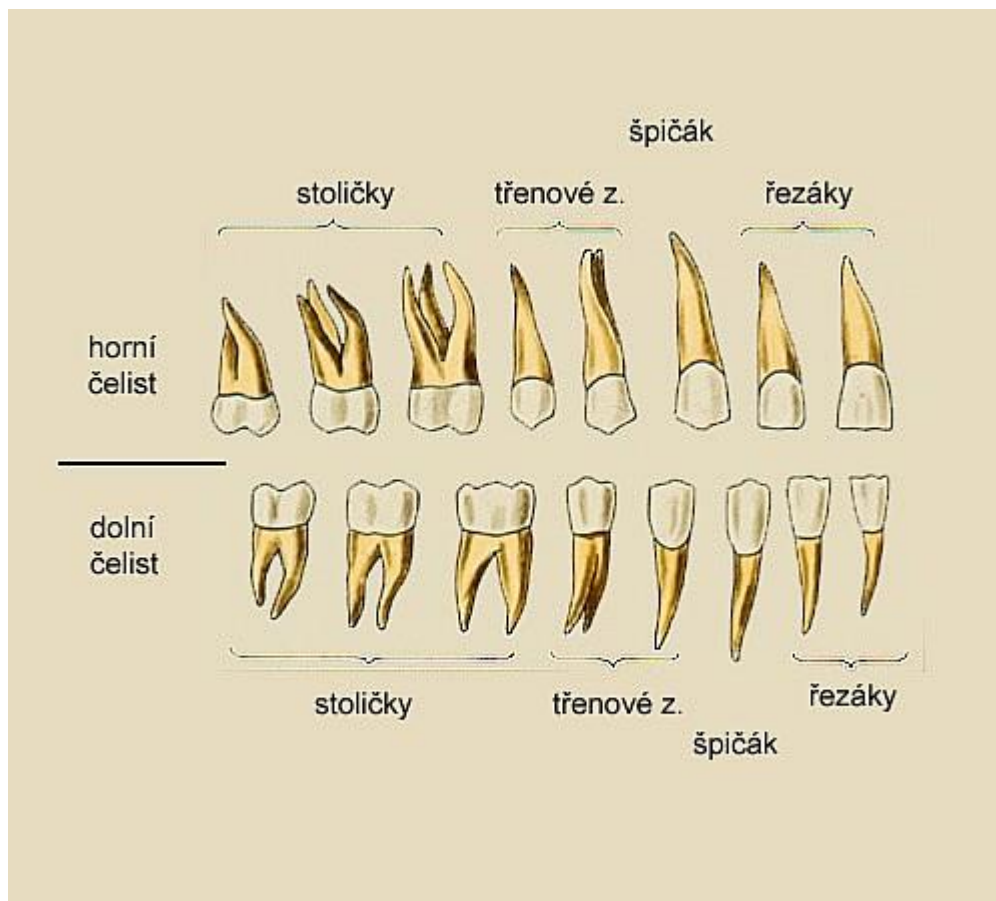
Zuby jsou bělavé útvary, které jsou zasazeny v horní a dolní čelisti ve formě oblouků, **arcus dentalis superior et inferior**.

Jednotlivé části zubů

Každý zub má tři části: **corona dentis** – objemná korunka, vyčnívající volně z dásně, dále v dásni uložený krček – **collum dentis** a konečně **radix dentis** – delší kořen, zasazený v lůžku v alveolárním výběžku čelisti. (Obr. 8)



Obrázek 8 - Stavba zubu [5]



Obrázek 9 - Typy zubů [5]

Makroskopická a mikroskopická stavba

Zub je tvořen zubovinou, **dentinum**, dále sklovinou, **enamelum**, a cementem, **cementum**. Uvnitř dentinu je v rozsahu korunky i kořene vytvořena dřevná dutina, **cavum dentis**, vyplněná zubní dřeví, **pulpa dentis**. V kořeni se cavum dentis protahuje v kanálek, **canalis radialis dentis**. V kanálku probíhají do dřevě

cévy a nervy, které se sem dostávají přes otvor hrotu kořene, **foramen apicis dentis**. Dentin tvoří hlavní hmotu zubu, je tvrdší než kost, na lomu je hedvábně lesklý, má světlehnědou barvu. Na ploše dentinu, která je přivrácená k dutině dřevové je jedna vrstva buněk (odontoblastů), které produkují dentin. Na vnitřní ploše se pak apozicí tvoří další vrstvy dentinu, které postupně zmenšují dřevovou dutinu.

Korunka zubu je pokryta sklovinou. Sklovina je nejtvrdší tkáň v těle, je bělavá, často s nažloutlým odstínem, směrem ke krčku zubnímu se ztenčuje.

Zubní cement je třetí z tvrdých zubních tkání. Pokrývá kořen zubu, uložený v lůžku alveolárního výběžku. Při hrotu kořene je cement silný až 2mm, směrem ke krčku se ztenčuje a může překrývat i ztenčenou sklovinu. Je nažloutlý, jemně zrnitý, má strukturu vláknité kosti.

Parodont je systém tkání, které zajišťují upevnění zubu v čelisti. Patří k němu kostěný alveolus v čelisti, jeho periost, cement, závěsný vazivový aparát zubu a dásně, **gingiva**. Závěsný vazivový aparát probíhající od povrchu cementu ke kosti zubního alveolu se nazývá ozubice, **periodontium**. Ozubice je součástí parodontu. Jeho úkolem je výživa a fixace zubu. Fixační vlákna probíhají různými směry, např. od krčku zubu radiálně do okolní dásně nebo napříč mezi zuby. Přidrží tak dásně k zubu. Šikmá vlákna uvnitř alveolu brání vtlačení zubu nebo jeho vytažení ven.

Druhy zubů

Chrup dospělého člověka tvoří čtyři typy zubů: řezáky, **dentes incisivi**, špičáky, **dentes canini**, třenové zuby, **dentes premolaris**, a stoličky, **dentes molares**. Tyto zuby se navzájem liší jednak utvářením korunky, jednak počtem kořenů. Na korunce rozlišujeme plochy: plochu kousací, která u řezáků má kousací hranu, u stoliček vybíhá v hrbolky, dále plochu zevní labiální, obrácenou do vestibulum oris a plochu linguální, která hledí k jazyku nebo patru, a plochy boční, jimiž se korunky navzájem dotýkají. Kořen zubu, **radix dentis**, podle druhu zubu může být jeden, nebo může být zdvojený i trojitý. Je nejdelší částí zubu, zasazenou v alveolárním lůžku.

Lidský chrup má dvě generace: **chrup mléčný** – dočasný a **chrup stálý** – permanentní. **Mléčný chrup** obsahuje 20 zubů – tj. pět v každé polovině horní a dolní čelisti – 2 řezáky, 1 špičák a 2 stoličky.

Chrup stálý obsahuje 32 zubů: v každé polovině jsou to 2 řezáky, 1 špičák, 2 zuby třenové a 3 stoličky.

Popis zubů trvalého chrupu

Řezáky, **dentés incisivi**, mají korunku ve tvaru dlátka, s ostrou kousací hranou. Mají jeden kořen. Nejširší je první horní řezák, naopak nejužší je první dolní.

Špičáky, **dentés canini**, hrany na korunce se sbíhají v jeden hrot. Horní caninus je mohutnější než dolní. Špičáky mají jeden kořen, ten je nejdelší a nejmohutnější ze všech kořenů v chrupu.

Třenové zuby, **dentés premolares**, mají na korunce dva hrbolky, jeden uložený směrem k vestibulu, druhý směrem ke cavum oris. Kořen premoláru bývá jeden, může být naznačeno jeho rozdělení na dva kořeny. Zpravidla však bývají vytvořeny dva kořenové kanálky.

Stoličky, **dentés molares**, obrys korunky horních molárů je zaoblený kosočtverec, u dolních molárů je to obdélník. Kousací hrbolky jsou odděleny u dolních molárů čarami ve tvaru kříže, u horních molárů čarami ve tvaru písmene H. Stoličky jsou zuby vícekořenné – horní mají kořeny tři: dva jsou uloženy směrem k vestibulum oris, jeden směrem k patru. Stoličky dolní mají dva oploštěné kořeny, obrácené směrem na boční strany.

Chrup jako celek

Zuby obou čelistí jsou sestaveny v obloucích, **arcus dentalis superior** a **inferior**. Horní zuby, které jsou zasazeny ve výběžcích horní čelisti, tvoří oblouk ve tvaru elipsy. Zuby dolní čelisti, zasazené v mandibule, tvoří tvar paraboly. Poněvadž rozměry mandibulárního oblouku jsou o něco menší nežli je oblouk horní, při skusu se vestibulární strany a hrbolky třenových zubů a stoliček dostávají zevně a přední zuby v horní čelisti lehce přesahují před zuby dolní.

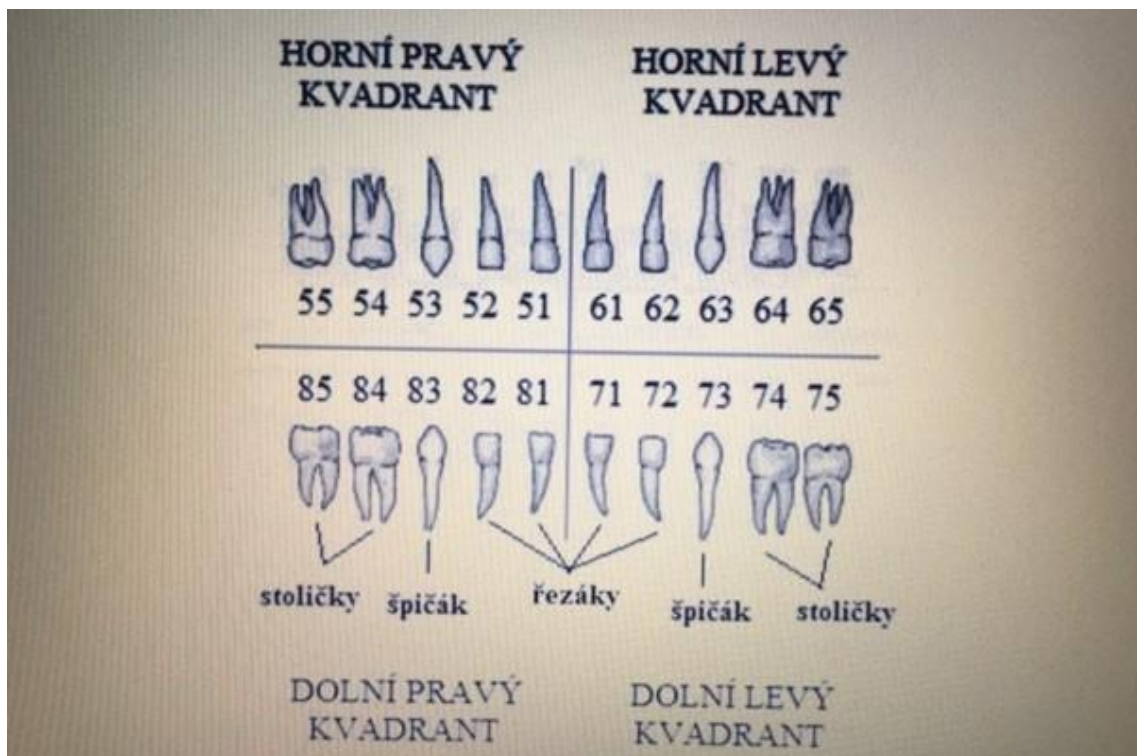
Vzájemný styk a postavení zubů při normálním sevření čelistí se nazývá skus, **okluze**. Nejčastější druhy skusu jsou **nůžkový skus**, při kterém jsou horní řezáky těsně před dolními, a **skus klešťový**, řezáky jsou postaveny proti sobě kousacími hranami.

Při žvýkání dochází k obrušování zubních ploch, **abraze**. Abraze postihuje hlavně sklovinu, která u člověka neregeneruje, obrušují se kontury kousacích plošek, hran a hrbolků. Dále s věkem dochází k ústupu dásně podél krčku směrem

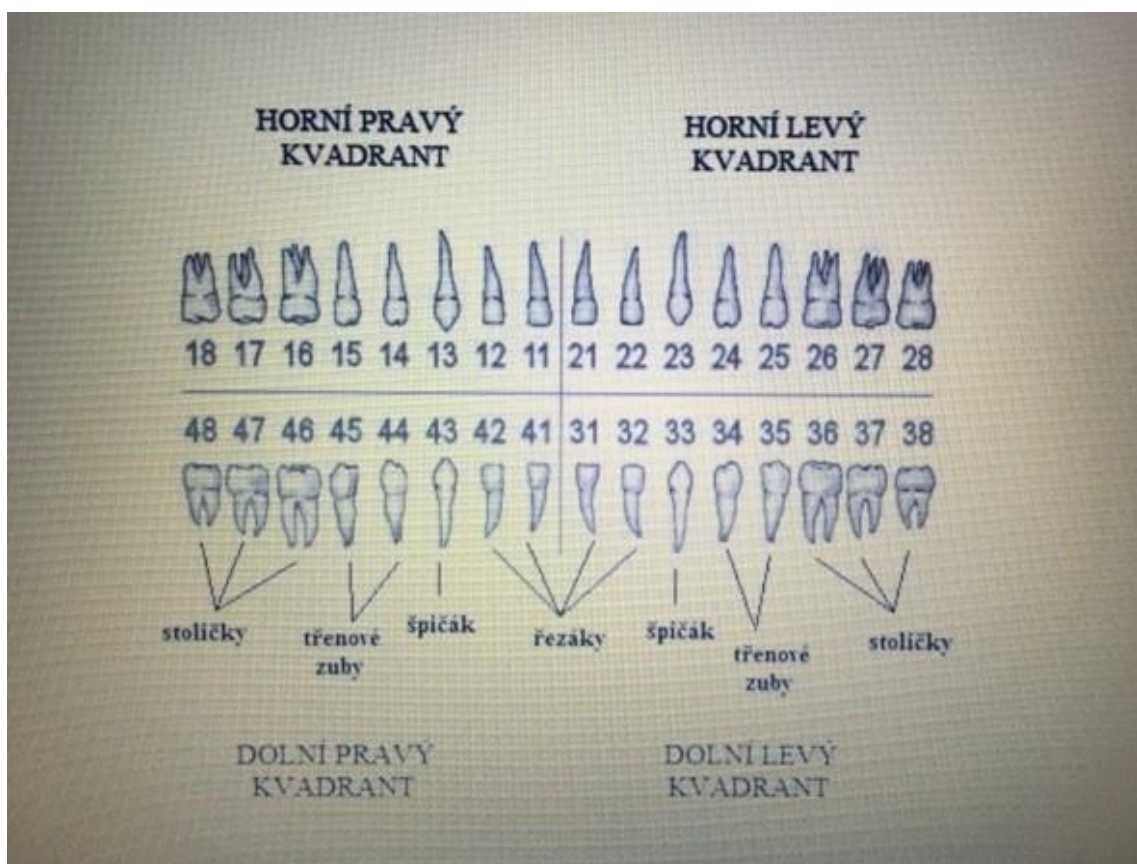
ke kořenu, **gingivální recese**, a konečně se snižuje i výška alveolárních výběžků, **redukce výběžků**, které jsou pak mělčí.

Značení zubů

Pro značení jednotlivých zubů se využívají různé systémy, které usnadňují mezioborovou komunikaci v oblastech lékařství a vědy. Dle daných systémů je pozice každého zubu určena buď písmennou zkratkou odvozenou od latinského názvu konkrétního zub, nebo specifickým číselným kódem. Charakteristickým znakem všech zavedených systémů je tzv. zubní kříž, který člení zuby na čtyři pomyslné kvadranty. Chrup je rozdělen horizontálně na horní a dolní část a vertikálně na pravou a levou část. Číslování konkrétních kvadrantů je stanoveno po směru hodinových ručiček a začíná u pravého horního kvadrantu, pokračuje přes levý horní kvadrant, levý dolní kvadrant a končí u pravého dolního kvadrantu (pohled od pacienta). U dočasného chrupu se v jednom kvadrantu nalézají 5 zubů. U trvalého chrupu jeden kvadrant zahrnuje 8 zubů. Světová dentální federace (FDI) zavedla v roce 1971 v dnešní době asi nejpoužívanější systém značení zubů. Jedná se o tzv. „Two-digit systém“ neboli dvojčíselný systém. Kde první číslice udává kvadrant, ve kterém se konkrétní zub nachází. U trvalé dentice jsou kvadranty značeny číslicemi 1 až 4, u dočasné dentice číslicemi 5 až 8. Druhá číslice vyjadřuje pozici zubu v daném kvadrantu. Toto číslo se může nacházet v rozmezí hodnot 1 až 8 pro trvalý chrup a 1 až 5 pro dočasný chrup (viz obrázky 10 a 11).



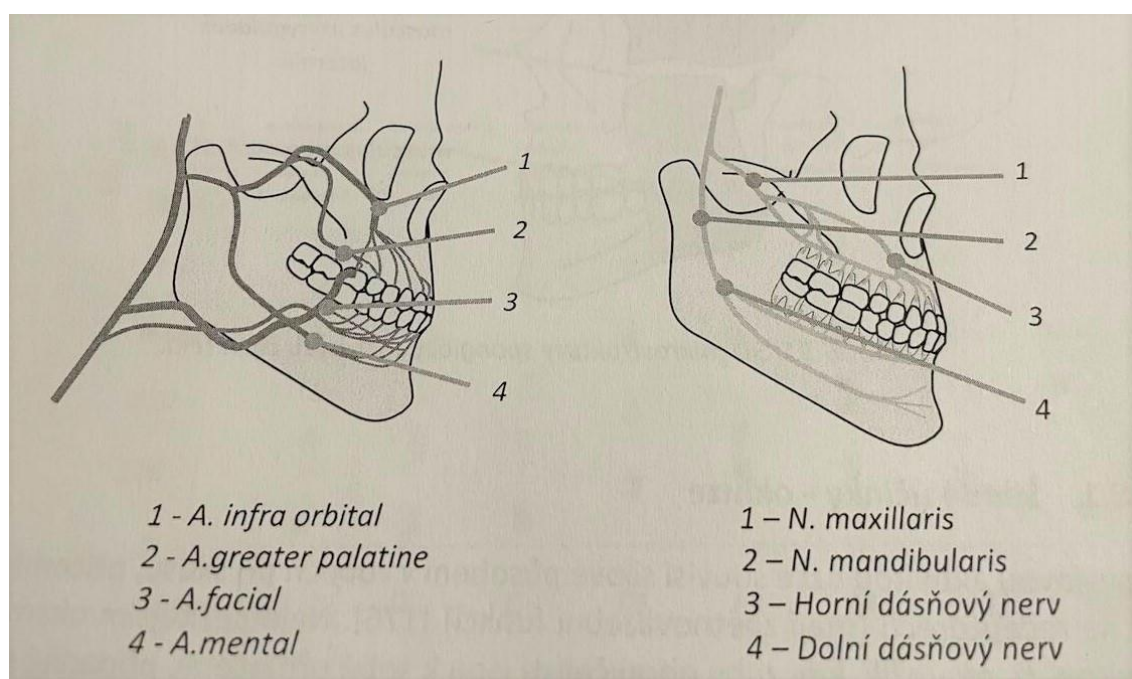
Obrázek 10 - Značení zubů pro dočasný chrup [5]



Obrázek 11 - Značení zubů pro stálý chrup [5]

Cévní a nervová zásobování

Každá buňka a tkáň, aby plnila správně svoji funkci, potřebuje být zásobena živinami, které jsou dodávány krví pomocí cévní soustavy. Horní i dolní čelist je bohatě propletena cévami, které jsou zakončeny u každého zuby v ozubici (periodontu). Zde tvoří spletitou síť propojenou s dásní.



Obrázek 12 - Krevní zásobování čelistí a nervová spojení se zuby [17]

Nervy jsou svazky paralelních nervových vláken (axonů a dendritů) periferního nervového systému, které zprostředkovávají vedení informací z periferie do centrální nervové soustavy. Ve spodní čelisti probíhá velké množství nervů. Ty jsou zakončeny v ozubici a jako senzory snímají při skusu velikost tlaků při rozmělnování potravy a vysílají signály do mozku. Ten následně vysílá impulzy do svalů, jak velkou silou mají při žvýkání působit.

Nejdůležitějším nervem ve spodní čelisti je dolní dásňový nerv (nervus alveolaris inferior), který vychází jako velmi silná větev z třetí větve trojklaného

nervu (nervus mandibularis). Tento nerv prochází tělem spodní čelisti (canalis mandibulae), inervuje dolní zuby a přilehlou dásněň. Vystupuje z mandibulárního kanálu jako nervus mentale ve foramen mentale. V horní čelisti inervuje zuby horní dásňový nerv, vycházející z druhé větve trojklaného nervu nervus maxillaris.

5 Dentální implantáty

5.1 Co je zubní implantát

Zubní implantát je náhradou ztraceného zubního kořene. Je to tedy v podstatě **umělý zubní kořen** a většina implantátů se svým tvarem také zubním kořenům podobá.

Zubní implantát se zavádí do čelistní kosti, která následně vrostle do jeho speciálně upraveného povrchu a pevně se s implantátem spojí.

Tím dojde ke „vhojení implantátu“ (používá se označení osseointegrace nebo osteointegrace), který se **stane pevnou součástí kosti** a je připraven k zatížení.



Obrázek 13 - Zubní implantát [6]

5.2 Klasifikace materiálů

Výběr materiálu pro výrobu dentálních implantátů je v současnosti určen biologickou snášenlivostí a jeho určitými mechanicko-fyzikálními vlastnostmi. Tyto vlastnosti byly definovány pečlivým dlouhodobým výzkumem a vývojem dentální implantologie jako takové. Materiál, který nesplňuje dané požadavky, může vyvolat v lidském organismu řadu reakcí vedoucích nejen k eliminaci implantátu. Stále se však hledá ideální povrchová úprava implantátu a zároveň probíhá výzkum dalších nových biokompatibilních látek. Pojem biokompatibilita vyjadřuje vzájemnou reakci mezi neautogenním materiálem a vitální biologickou tkání. Podle všeobecných požadavků musí být materiál k výrobě dentálních implantátů pro tkáň i celý organismus akarcinogenní, netoxický, neradioaktivní a zbavený antigenů. Musí být snášenlivý, stabilní, nesmí narušovat metabolismus a způsobovat resorpci okolní kosti. Neměl by vyvolávat reakci organismu na cizí těleso ani podléhat biodegradaci. Vhodný materiál musí minimalizovat spojení mezi subgingivální tkání a dutinou ústní. Dle mechanicko-fyzikálních vlastností musí být rentgenkontrastní, dostatečně pevný a elektrochemicky stálý. Vzhledem k zubnímu lůžku by měl být izoelastický, aby nevyvolával nadměrné napětí a tlak na čelistní kosti. Opracování, sterilizace i případná explantace by měly být bezproblémové. Daný materiál musí také vyhovovat z hlediska estetiky, ústní hygieny a v neposlední řadě by měla být realizace všech výše zmíněných požadavků finančně dostupná.

5.3 Dělení materiálů z hlediska biologické reakce na organismus

Klasifikace zahrnuje tyto druhy materiálů:

- Biotolerantní materiály
- Bioinertní materiály
- Bioaktivní materiály

Biotolerantní materiály

Tyto materiály tkáň sice toleruje, ale při jejich vhojení dochází k fibrointegraci. To znamená, že vzniká různě silná spojovací vazivová vrstva mezi kostí a implantátem, což není ideální ani pro dlouhodobé vhojení, ani pro funkci implantátu. Následkem může být časná explantace. Mezi biotolerantní materiály patří některé kovy a jejich slitiny jako např. drahé kovy, nerezavějící ocel, slitiny na bázi kobaltu. Od používání tohoto typu materiálů se již kvůli dlouhodobě špatným výsledkům upustilo.

Bioinertní materiály

Tyto materiály tkáň zcela akceptuje. Při jejich vhojení dochází k oseointegraci, pokud jsou splněny předpoklady týkající se tvaru, formy, způsobu inzerce a úpravy povrchu. Oseointegrace se vyznačuje vhojením implantátu, bez vzniku spojovací vazivové vrstvy mezi kostí a implantátem. Mezi bioinertní materiály patří titan a jeho slitiny, tantal, dále polykrystalická a monokrystalická aluminiumoxidová keramika, zirkoniumoxidová keramika a uhlíkové materiály.

Momentálně nejpoužívanějším materiálem na výrobu dentálních implantátů je titan a jeho slitiny. Právě tento materiál totiž nejpřesněji odpovídá současným mechanickofyzikálním a biologickým požadavkům. Specifickou vlastností titanu je jeho rezistence vůči korozi, biokompatibilita a také, že za určitých podmínek aplikace titanu do kosti má živý organismus potíže identifikovat ho jako cizorodý materiál. Nejčistší titan se získává z jodidu titanu, ale kvůli jeho vysoké ceně je vhodný spíše pro laboratorní účely. Pro medicínské účely je pak vhodná titanová slitina Ti 6Al 4V, která obsahuje 90 % titanu, 6 % hliníku a 4 % vanadu. Tyto příměsi zajišťují stabilitu materiálu.

Bioaktivní materiály

Tyto materiály jsou vyvíjeny ve snaze ještě více zvýšit biokompatibilitu. V kostním lůžku uvolňují kalciové a fosfátové ionty, přičemž tak dávají předpoklad k oseokondukčním procesům. Dochází zde pravděpodobně k fyzikálně-chemickému spojení mezi implantátem a kostí, které se nazývá biointegrace. Mezi bioaktivní materiály patří hydroxyapatitová keramika, trikalciumfosfátová keramika a tetrakalciumfosfátová keramika. Všechny zmíněné materiály nachází využití ve stomatologii spíše jako augmentační materiál, případně jsou využívány k povrchové úpravě titanových implantátů povlakováním. Bioaktivita hydroxyapatitu iniciuje tvorbu kalciumfosfátové vrstvy, která usnadňuje překlenout mezeru mezi povrchem titanového implantátu a alveolárním lůžkem v počáteční fázi vhojování. Materiál, zvaný bioaktivní sklokeramika také patří do této skupiny materiálů, avšak jeho využití v medicíně je stále zatím na experimentální úrovni. [7]

Oseointegrace

Z pohledu implantologie je na úspěšnost zavedeného implantátu nejdůležitější biologická odezva alveolární kosti. Pokusy o vytvoření fibrózního úponu implantovaného materiálu, který by měl stejné vlastnosti jako periodontální ligamentum zubu, byly zatím neúspěšné. Závěsný aparát zubu je totiž velmi specializovanou strukturou, která dokáže zajistit nejen funkční ukotvení, ale i senzorkou vnímavost exponovaného zubu a jeho fyziologický mikropohyb indukující remodelaci kostního lůžka dle zatížení zubu.

Moderní implantologie se zabývá alternativním mechanismem zakotvení implantátu v alveolární kosti, kde podstatou je přímý kontakt povrchu implantátu s kostí bez jakékoliv vazivové mezivrstvy. Toto spojení se nazývá ankylotické spojení s kostí (připomíná ankylotizovaný zubní kořen), neboli oseointegrace. U úspěšně integrovaného implantátu se tedy vytváří přímý kontakt živé kosti s vrstvou oxidovaného titanu nebo jeho povrchovou úpravou a není zde přítomna žádná vazivová mezivrstva. Integrace implantátu ovšem nezahrnuje pouze zakotvení v alveolární kosti, ale také jeho vztah ke slizniční pojivové a epiteliální tkáni. Pak se teprve jedná o stabilně integrovaný enoseální implantát. Jiný biologický či biochemický mechanismus stabilního zakotvení kovového implantátu v alveolární kosti doposud nebyl zcela přesvědčivě definován.

Pokud se v prostoru mezi povrchem implantátu a přilehlou alveolární kostí vytvoří vazivová mezivrstva, označuje se takový jev jako fibrointegrace. Vazivovou mezivrstvou tvoří fibrózní tkáň, která je obklopena nezralou pletivovou kostí tvořící jizevnatou bariéru. Tato bariéra způsobuje trvalé zapouzdření implantátu, což znamená selhání stabilní nitrokostní integrace a tudíž i neúspěšnou implantaci. [8]

5.4 Druhy implantátů

Během vývoje dentální implantologie vzniklo mnoho druhů implantátů. Ty, které nebyly příliš perspektivní, postupem času zanikaly a ty, které vykazovaly dlouhodobě dobré výsledky, se zdokonalují dodnes. Základní klasifikace dentálních implantátů se vztahuje k poloze implantátu vzhledem k dutině ústní.

Uzavřené implantáty

Nezasahují žádnou částí do kořenového systému zubu a jsou zcela izolovány od dutiny ústní. Patří sem magnety implantované pod alveolární sliznici, které měly zvýšit retenci totální snímatelné náhrady. Tato metoda je dnes již zastaralá a nepoužívá se.

Polouzavřené implantáty

Jedná se o transdentální implantáty, které svojí částí zasahují dovnitř zubu a další částí do periapikální kosti. Jejich využití bylo např. k upevnění viklajících se zubů nebo u pacientů s tenkými měkkými tkáněmi. Jinak jsou ovšem také zcela izolovány od dutiny ústní.

Otevřené implantáty

Jedná se o implantáty, které komunikují s dutinou ústní. Jsou většinou enoseální, tedy kotvené v čelistní kosti. Další možnost kotvení je mezi periostem a kostí

alveolu (subperiostální implantáty) a pak metody používané jen výjimečně, takzvané kotvení submukózní (podslizniční) či intramukózní (uvnitř sliznice).

Nejčastějším otevřeným typem je klasický šroubový implantát, který umožňuje řešení naprosté většiny klinických situací. Ve specifických situacích se používají také další druhy implantátů, např. tzv. diskové implantáty, čepelkové, atd. Samostatným druhem jsou miniimplantáty, které se používají na fixaci celkových zubních náhrad. Mají obecně menší průměr než klasické implantáty a jejich zavedení je snazší. Na našem i světovém trhu převládají šroubové typy implantátů, které se dále dělí do několika skupin (např. na cylindrické (válcové) a kónické, jednodílné či vícedílné). Obr. 14

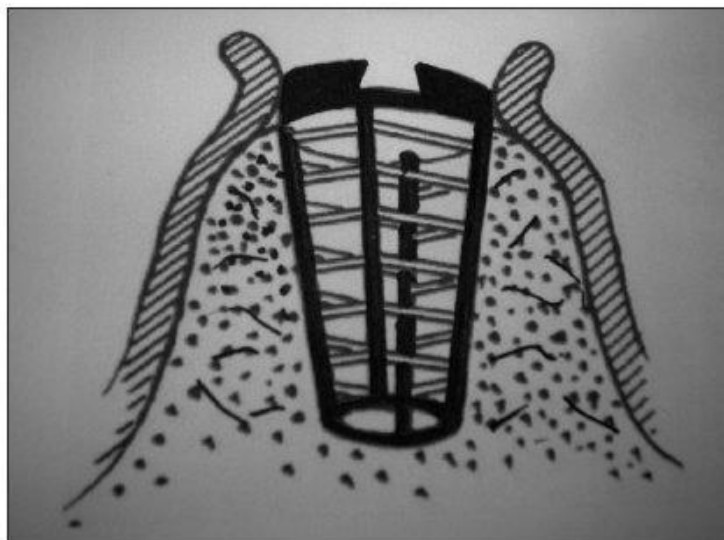


Obrázek 14 - Šroubové implantáty, čepelkové implantáty, diskové implantáty [9]

5.5 Historický přehled použitého materiálu

K výrobě implantátů se používala (a ještě se v omezené míře používá) celá řada materiálů: kovy, keramika, uhlík, polymery a jejich kombinace.

Jedním z prvních materiálů, použitých v implantologii, byl iridioplatinový drát a chirurgická ocel. Návrh zubního implantátu (obr. 15) si nechal patentovat v roce 1901 Edwin J. Greenfield (USA) pod názvem „mounting for artificial teeth“ [19].



Obrázek 15 - První návrh implantátu s použitím iridioplatinového drátu

V roce 1930 použili bratři Alvin Stock a Moses Stock (USA) chromkobaltmolybdenovou slitinu k výrobě zubního implantátu odvozeného z designu ortopedických šroubů používaných při řešení zlomenin kostí. Hlavní nevýhodou tohoto materiálu je koroze, k níž dochází například při narušení ochranné pasivní oxidové vrstvy přítomné na povrchu chromniklového materiálu. Výsledné množství uvolněných iontů do tkání kolem implantátu závisí na povaze a pevnosti spojení kov – oxid, na struktuře a složení materiálu a na složení a tloušťce oxidové vrstvy. [20, 21] Uvolněné částice jsou pak pro okolní tkáň iritační a mohou být mutagenní až kancerogenní, jelikož tento potenciál závisí na oxidačním stupni daného prvku. [22] Obecným problémem kovových materiálů je vysoký modul pružnosti v porovnání s kostí. Tento rozdíl může vést k nadměrnému zatěžování kosti, její pozdější resorpci a v konečné fázi až ke ztrátě implantátu. [23, 24, 25]

Posunem vpřed bylo od roku 1947 využití bioinertního materiálu tantalu k výrobě implantátů (Manlio S. Formiggini, Itálie), zpočátku ve formě jednoduché a následně dvojité spirály. Tantal byl objeven roku 1802 švédským chemikem Andersem G. Ekebergem a jedná se o velmi pevný kovový prvek, který je svými fyzikálními charakteristikami podobný titanu.

Následně se k výrobě implantátů začala využívat aluminiumoxidová keramika s obsahem Al_2O_3 vyšším než 80 %. Od roku 1932 to byla zejména její polykrystalická forma (korund), poté i monokrystalická forma identická se safírem. Zirkoniumoxidová keramika (ZrO_2) je pevnější v ohybu než aluminiumoxidová keramika, ale své místo při výrobě implantátů ztratila díky samovolné povrchové transformaci tetragonální modifikace na monoklinickou. K tomuto jevu dochází ve vodném prostředí při zvýšené teplotě, což vede ke změně mechanických vlastností. Dnes své uplatnění našla zirkoniumoxidová keramika zejména při výrobě abutmentů. [26, 21]

Obecně velkou výhodou těchto keramických biokompatibilních materiálů je odolnost vůči korozi a tlaku, nevýhodou však je zejména vysoká tvrdost spojená s vysokou křehkostí. Dalším problémem některých z těchto materiálů je nedostatečná rentgenkontrastnost.

Nejpoužívanější materiál k výrobě dentálních implantátů je od roku 1965 titan objevený v roce 1791 anglickým chemikem Williamem Gregorem, ale izolován byl až o 118 let později A. Hunterem. Titan je sedmým nejrozšířenějším kovem v zemské kůře a v malém množství je obsažen ve většině minerálů. Mezi jeho nejvýznamnější rudy patří FeTiO_3 (oxid železnatotitaničitý) a TiO_2 (oxid titaničitý). Díky své vysoké chemické netečnosti se titan v okolním prostředí nevyskytuje v takové formě, která by mohla být metabolizována živými organismy, a tudíž není známo žádné zapojení titanu do enzymatických reakcí nebo jeho jiné biologické uplatnění. Avšak i titan může podléhat korozi, tzv. šterbinové, kdy místem koroze je nějaký volný prostor mezi implantátem a měkkými tkáněmi. Vzhledem ke svým chemickým vlastnostem je však rychlost tohoto procesu u titanu prakticky zanedbatelná. [27]

Většina dnešních implantátů je vyráběna z čistého titanu (commercially pure = c.p.) nebo titanových slitin a procentuální zastoupení vzdušných plynů (zejména kyslíku), určuje kvalitu c.p. titanu. [27, 28] Podle standardu ASTM (American Society for Testing and Materials) má c.p. titan 4 stupně, přičemž první je nejčistší ve srovnání se čtvrtým, který obsahuje více vzdušných plynů a železa. C.p. titan 1. stupně používá na výrobu svých implantátů například firma Nobel Biocare (Švédsko), zatímco firmy Straumann (Švýcarsko) a Lasak (Česká republika) vyrábějí své implantáty z c.p. titanu 4. stupně. Titanové slitiny jsou označovány podle ASTM od stupně čistoty (grade) 5 až 29. Některé firmy (např. Sargon Enterprises, USA) produkují implantáty z titanové slitiny 5. stupně (jedná se chemicky o Ti-6Al-4V, neboli slitinu se 6 % Al a 4 % V).

Obecně se dá shrnout, že c.p. 1. stupně představuje nejvyšší odolnost vůči korozi a nejmenší pevnost, zatímco c.p. 4. stupně a titanová slitina 5. stupně představují větší odolnost vůči působícím silám.

Negativa komerčně čistého titanu (je měkký) a titanových slitin (mají horší biologické vlastnosti) [26] odstraňuje nanostrukturní technicky čistý titanu (nTi), který si zachovává všechny vlastnosti důležité pro implantologii. Navíc je charakterizován jemným zrnem v rozměrech řádově 1 až 100 nm, což vede ke zlepšení mechanických vlastností při stejném chemickém složení jako u c.p. titanu. Nanostrukturní titan dále vyniká vysokou pevností, a tím i vyšší odolností proti zlomení. Uvádí se, že je téměř 2,5krát pevnější než c.p. titan a má vysokou mez kluzu, což je vhodné pro využití v dentální implantologii. Jeho nevýhodou je však cena, která je přibližně 10krát vyšší než cena c.p. titanu. K výrobě nTi se využívá technologie ECAP (Equal Channel Angular Pressing), což je typ intenzivní plastické deformace SPD (Severe Plastic Deformation). [28] Hlavním účelem SPD metody je vložení velké plastické deformace do materiálu, tato technika byla poprvé představena v sedmdesátých letech minulého století ruským vědcem V. M.

Segalem. Větší pozornosti se jí dostalo v devadesátých letech, kdy byly publikovány práce o možnosti přípravy ultra jemnozrnných kovů (ultra fine grained, UFG) pomocí ECAP. Jako UFG se označují takové polykrystalické materiály, které mají rozměr zrn 100 až 1000 nm.

Povrchová úprava implantátu

Kromě použitého materiálu v poslední době kladen velký důraz na povrchovou úpravu dentálních implantátů, která umožňuje zkrácení období jejich vhojování. Mezi biologickým prostředím a povrchem implantátu dochází po kontaktu k řadě fyzikálních a chemických reakcí. Úpravy povrchu implantátů, zejména jeho chemické složení a drsnost, jsou navrhovány s cílem zvětšit plochu kontaktu s kostí, protože nezbytným faktorem pro udržení procesu hojení na povrchu implantátu je uchycení (retrakce) fibrinového skeletu na nerovnostech. Po aktivaci a agregaci destiček v místě kontaktu implantátu s kostí se aktivují koagulační faktory, výsledkem pak je transformace fibrinogenu na fibrin za vzniku fibrinové sítě umožňující přesun pojivové tkáně po jejím povrchu. Stabilita tohoto spojení s povrchem implantátu je nejdůležitější pro oseointegraci implantátu.

Význam povrchové úpravy implantátu stoupá v situaci, kdy je implantát zaveden do nekvalitní kosti charakterizované nízkou mineralizací, neboť v ní se nacházejí i okrsky (lakuny), kde kostní tkáň zcela chybí. Důležitým parametrem ovlivňujícím kvalitu následné oseointegrace je tloušťka vrstvy, její porozita, povrchová drsnost, krystalová struktura a chemické složení. [33, 34] Proces oseointegrace souvisí s adhezí buněk k povrchu implantátu, přičemž za ideální se považují nerovnosti kolmé na jeho povrch. [35] Při porovnávání podílu přímého kontaktu mezi kostí a implantátem u různých povrchů (pískovaného, povlakovaného hydroxyapatitem, titanium plasma spraying a leptaného kyselinou) byl nejvyšší podíl pozorován u pískovaného a leptaného (HCl a H₂SO₄) povrchu. Srovnáním leptaného povrchu implantátů (HCl a H₂SO₄) s obrobeným povrchem bylo prokázáno vyšší procento BIC (Bone Implant Contact) ve prospěch leptaného povrchu. [32]

Drsnost povrchu

U titanového implantátu s obrobeným povrchem záviselo jeho vhojení na kvalitě a kvantitě okolní kosti a úspěch klesal se zhoršením její kvality. Změnou drsnosti povrchu se v těchto situacích dosáhlo zlepšení oseointegrace a je tedy nesporné, že primární fixaci a dlouhodobou mechanickou stabilitu implantátu

zlepšuje drsnější povrch v porovnání s hladkým (obrobeným), [21] který se tak dnes již v implantologii téměř nepoužívá.

Rozeznáváme tři typy drsnosti povrchu podle jejich velikosti: makro, mikro a nanodrsnost. Makrodrsnost má rozměry v jednotkách milimetrů až desítek mikrometrů, má vztah ke geometrii závitu a dosahujeme jí např. pískováním nebo plazmovým sprejováním titanem. K dosažení mikro a nanodrsností se využívá mnoho metod, které mohou vést i ke vzniku kombinací jednotlivých drsností. Mikrodrsnost v jednotkách až desítkách mikrometrů se zajišťuje například leptáním v minerálních kyselinách. Nanopovrchu lze dosáhnou chemickou bioaktivací titanu v alkalickém prostředí, kdy takto můžeme získat drsnost povrchu 1 až 100 nm, což se již rozměrově podobá strukturním prvkům kosti a hraje tedy významnou roli při kontaktní osteogenezi. [8]

Tato diplomová práce je zaměřená zubní implantáty systému nanostruktury, proto se na tento druh implantátů podíváme důkladně.

5.6 Implantát systému nanostruktury

Jeho přesný název je nanoimplantát, který je vyroben z nanostrukturního titanu nebo z jiného materiálu s objemovou nanostrukturou. Obchodní název těchto implantátů je Nanoimplant, který se vyrábí o průměru intraosseální části 2,4 mm, 3,5mm a délkách fixtury 10, 12 a 14 mm. Vyznačuje se pevností, která umožňuje tento implantát použít jako samostatný pilíř. Vysoké listy závitu s drážkami po obvodě, které vytváří samořezný efekt, drsností povrchu srovnatelnou s velikostí buněk a kónický tvar intraosseální části společně s rozdílnou geometrií preparované štolý a fixtury, způsobují kondenzaci kosti a vytváří tak relativně vysokou primární retenci implantátu po zavedení.

Leptáním fixtury ve vodném roztoku HF (kyselina fluorovodíková) je zajištěno odstranění povrchové vrstvy, která je po třískovém obrábění nTi (nanostrukturní - titan) ovlivněna oxidy a nečistotami, až na nanostrukturu. Čistá nanostruktura s obsahem 99 % titanu je charakteristická svými jedinečnými vlastnostmi nanostrukturního titanu, které přispívají ke zlepšení osseointegrace implantátu. Gingivální leštěné „hrdlo“ přechází do 0,3 mm vysoké válcové části, která tvoří zakončení modelace protetické práce tzv. doraz. Výhoda šestihranu nadstavbové části je v protirotačním jištění korunky, která může být na kónický abutment přilepena nebo podmíněčně snímatelně fixována šroubkem do závitu uvnitř horní části kužele.

Nanostrukturní titan (nTi) je perspektivním biokompatibilním materiálem 3. tisíciletí a patří mezi tzv. objemové nanostrukturní kovové materiály. Za takové jsou považovány materiály s velmi jemným zrnem, v rozměrech řádově 1-100 nm. Nejvýznamnější je pevnost. U dodaného nTi je 3,6 x vyšší než uvádí norma komerčně čistého titanu (cpTi) Gr. 2. Tato hodnota, reprezentovaná mezí pevnosti R_m , není konečná a s postupujícím zdokonalováním technologie výroby je již dnes R_m u nTi téměř čtyřnásobná oproti cpTi a to při nižším modulu pružnosti. Chemické složení odpovídá čistotě Gr. 4, obsahuje 99 % titanu tedy bez potenciální možnosti alergizace organismu dalšími prvky.



Obrázek 16 - Nanoimplantát A10, A12, A14 [9]

Ukázka průběhu operace implantátů Nanoimplant s okamžitým zatížením [15]



OPG snímek před výkonem



V pravo je mezera 5mm a v levo je mezera 6mm



Preparace mukoperiostu slizničním trepanem



Odstranění mukoperiostu



Odstraněný mukoperiost – díky flaples jsou zachovány papily Preparace štoly



Měření hloubky preparace



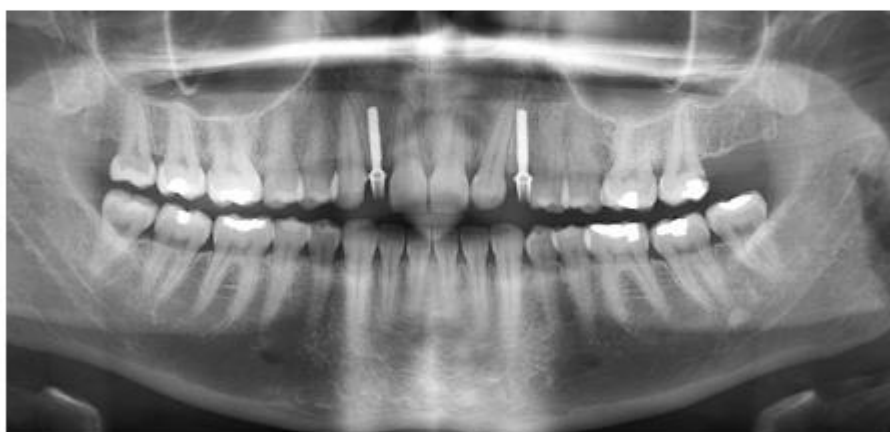
Fáze zavedení implantátu



Zavedené implantáty Nanoimplant A12



Otiskování po operaci



OPG po zavedení 2 ks nanoimplantátů průměru 2,4 mm



Provizorní korunky nasazené druhý den po zavedení implantátů

**Obrázek 17 - Ukáza průběhu operace implantátů
Nanoimplant s okamžitým zatížením**

6 Vstupní údaje o materiálu

6.1 Model materiálu kosti

Dolní čelist je nehomogenní, anizotropní materiál. Z důvodu neznámých materiálových hodnot nejsme schopni vystihnout nehomogenitu a anizotropii kostní tkáně. Na vymezené rozlišovací úrovni můžeme popsat kost jako homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Tento model materiálu vyjadřují dvě materiálové charakteristiky: modul pružnosti v tahu E a Poissonovo číslo μ . Danými charakteristikami se zabývalo již mnoho experimentů, proto není nutné provádět měření. Naměřená data vykazují rozdílné hodnoty (10). Nejvíce zastoupené hodnoty jsou uvedeny v tabulce v tabulce 2.

Tabulka 2 - Materiálové charakteristiky dolní čelisti [10]

Materiál	Modul pružnosti E (MPa)	Poissonovo číslo μ [-]
Spongióza	1300	0,3
Kompakta	13700	0,3

6.2 Model materiálu implantátu

Bioinertní materiály jsou pro tkáň biologicky akceptované. V současné době je nejčastěji používán titan a jeho slitiny. Norma ASTM F67 pro implantabilní medicínské aplikace udává chemické složení a mechanické vlastnosti technicky čistého neboli komerčně čistého titanu v GRADE 1 až GRADE 4. Jak je uvedeno v tab. 3 a 4.

Tabulka 3 - Chemické složení technicky čistého titanu [19]

Název	Ti	Fe	Si	C	O	N	H	Al ostatní
grade 1	99,38	0,2	0,05	0,01	0,18	0,03	0,01	0,05
grade 2	99,21	0,3	0,05	0,01	0,25	0,03	0,01	0,05
grade 3	99,09	0,3	0,05	0,01	0,35	0,05	0,01	0,05
grade 4	98,94	0,4	0,05	0,01	0,4	0,05	0,01	0,05

Tabulka 4 - Mechanické vlastnosti CP titanu [19]

Označení slitiny	Mez pevnosti v tahu R_m (MPa)	Mez kluzu v tahu $R_{p0,2}$ (MPa)	Prodloužení (tažnost) A (%)
Titan grade 1 (W.Nr.3.7025)	min. 240 (290-410)	min. 180 (170-310)	24 30
Titan grade 2 (W.Nr.3.7035)	min. 345 (390-540)	min. 250 (275-450)	20 22
Titan grade 3 (W.Nr.3.7055)	min. 450 (460-590)	min. 320 (380-550)	18 18
Titan grade 4 (W.Nr.3.7065)	min. 550 (540-740)	min. 390 (483-655)	15 16

Nanostrukturní titan se vyrábí z komerčně čistého CP titanu technologií plastické deformace, tzv. SPD (Severe Plastic Deformation). Mechanické vlastnosti cpTi, a nanostrukturního Ti, jsou uvedeny v tabulce 5.

Tabulka 5 - Mechanické vlastnosti cpTi a nTi

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

6.3 Vstupní údaje o zatížení

Žvýkání je svalová činnost, při níž je za pomoci jazyka přijatá potrava. Zuby slouží k řezání, trhání a drcení potravy na menší části, a zároveň je potrava promíchávána slinami. Nitrokostní část dentálních implantátů slouží k pevnému ukotvení náhrad zubu do čelistních kostí pacienta, a tím k přenášení žvýkací síly na

kost. Napodobuje se tak přirozený způsob přenosu žvýkacího tlaku, ale nikoliv jeho mechanismus. U implantátů chybí periodoncium, která při přenášení žvýkací síly působí jako absorpční zóna.

Při přijímání potravy mozek koordinuje činnost žvýkacích svalů v závislosti na druhu potravy. Na základě rešeršních studií se hodnoty žvýkacích sil značně liší. Experimentálně bylo zjištěno, že žvýkací svaly jsou schopny vyvinout velkou sílu na zubu až 2440 N v axiálním směru a 100 N v laterálním směru. [8] Hodnoty sil mezi zuby v axiálním směru uvedené v tab. 6, které byly převzaté z literatury. [10]

Tabulka 6 - Velikost sil mezi zuby působící při skusu [10]

Číslo zubu	Název zubu	Síla mezi zuby [N]
1	střední řezák	55
2	postranní řezák	85
3	Špičák	115
4	první premolár	145
5	druhý premolár	165
6	první molár	175
7	druhý molár	190

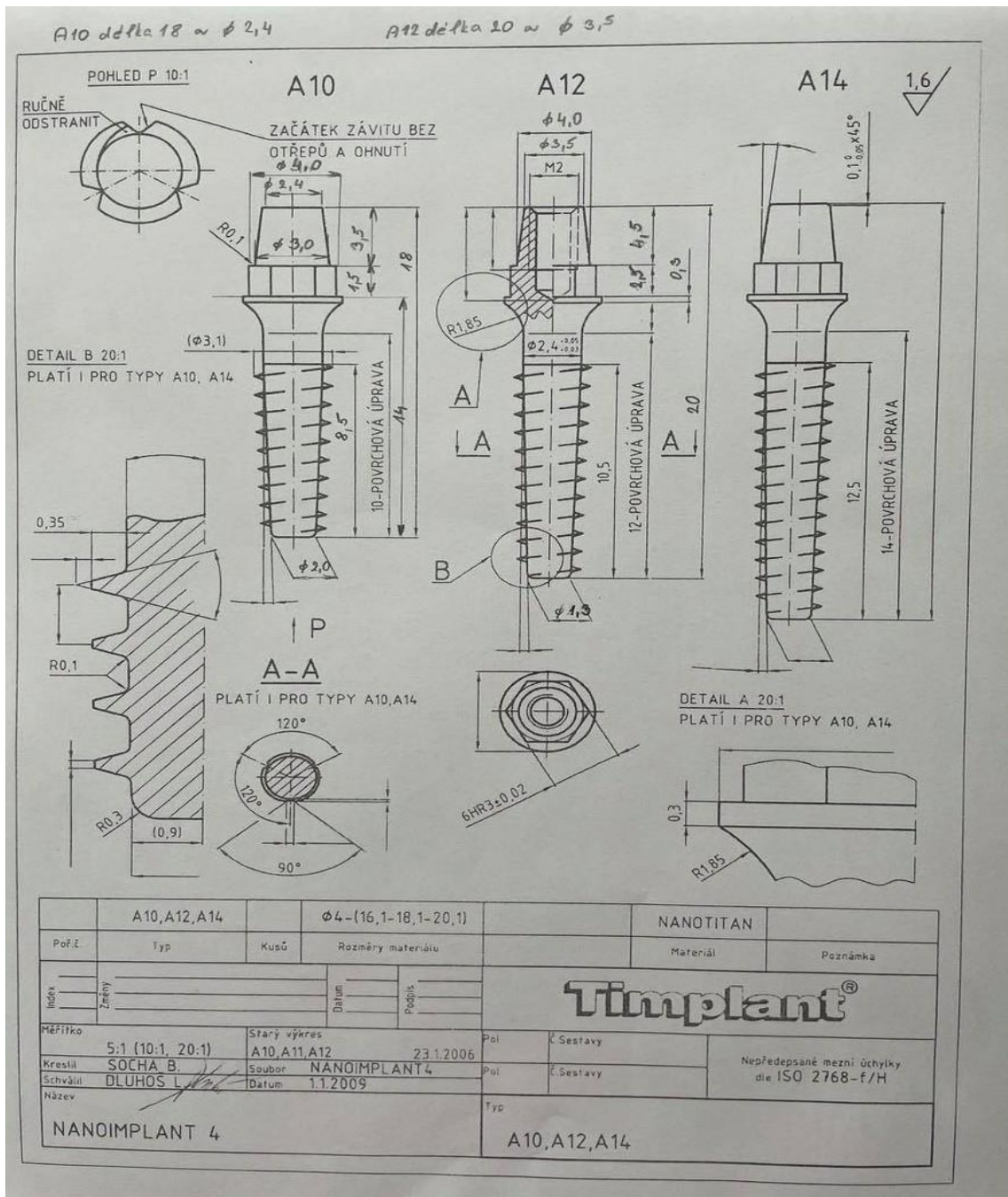
7 Tvorba výpočtového modelu

Tato kapitola se zaměřuje na tvorbu geometrie modelu zubních implantátů a dolní čelisti, tvorbu konečnoprvkové sítě, modelu materiálů, kontaktů, okrajových podmínek a zatížení.

7.1 Model geometrie soustavy

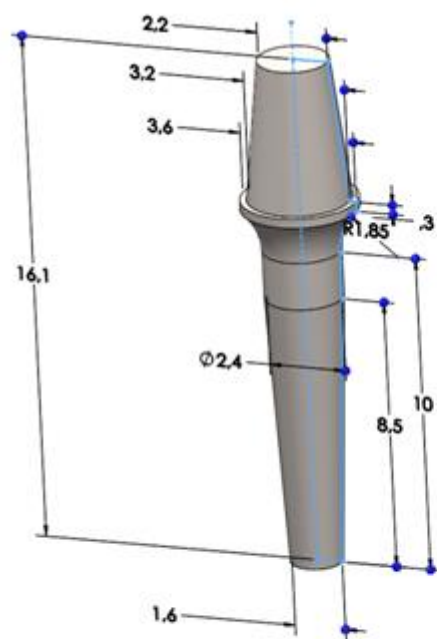
Řešená soustava se skládá z dolní čelisti a šroubového zubního implantátu. V této práci byly modelovány dva zubní implantáty. Jeden o délce 10mm a průměru 2,4mm a druhý o délce 12mm a průměru 3,5mm. Model geometrie implantátů byl vytvořen v parametrickém modeláři SolidWorks 2020, jehož licenci jsem měla zapůjčenou od společnosti SolidVision v Hradci Králové. S využitím prvků, jako je vysunutí, odebrání vysunutím, tažení po křivce (v tomto případě po šroubovici) byly vytvořeny modely šroubových zubních implantátů (uvedeno níže na obrázku 19).

Modely implantátů, které v mé práci budou řešeny, se liší délkou implantátu a průměrem. Veškeré rozměry jsem získala z technického výkresu (obr. 18), který mi dala společnost Timplant s r.o. Ing. Luboš Dluhoš.

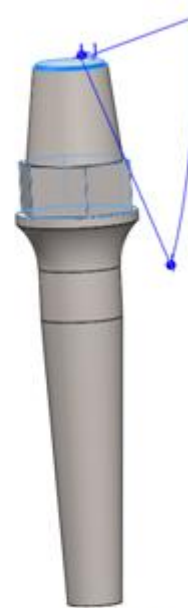


Obrázek 18 - Technický výkres

Postup modelace implantátu A10



Skica



Matice + zkosení



Závit+zkosení+zaoblení



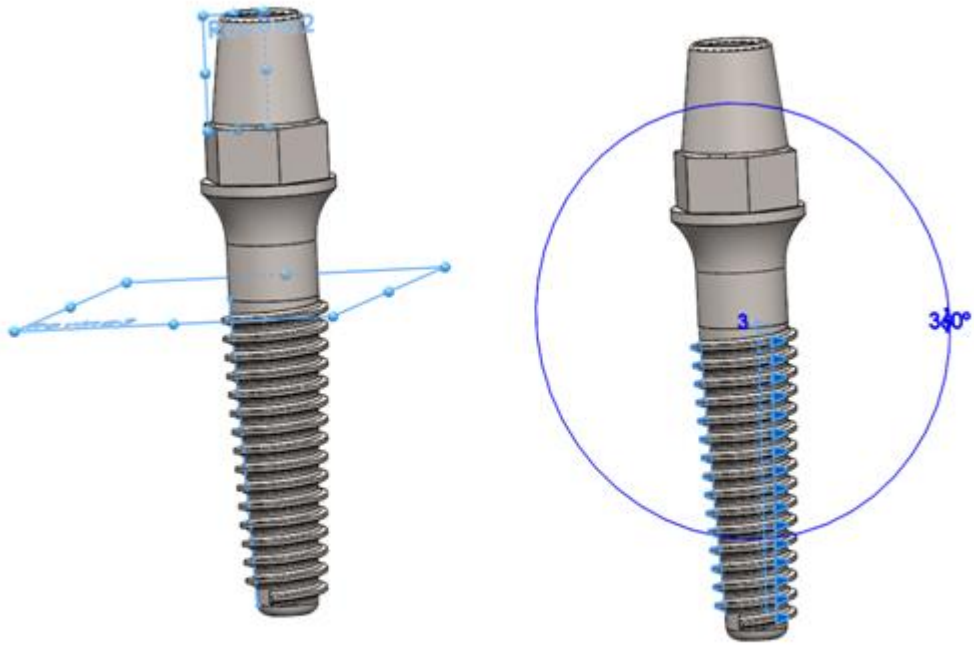
Rovina+šroubovice/spirála



Závit



Závit-zkosení+zaoblení



Rovina pro závit

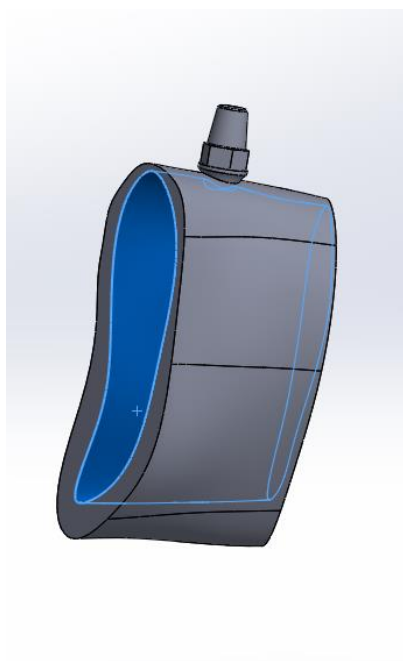
Konečná fáze závitů



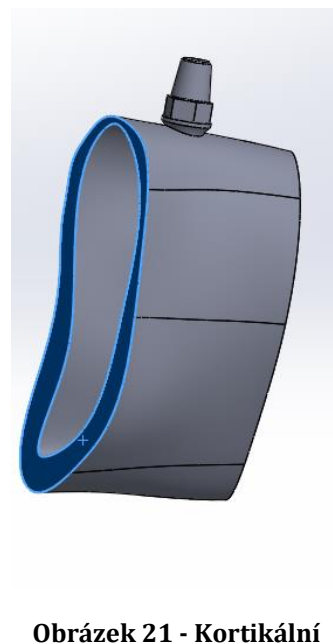
Model implantátu A10

Obrázek 19 - Postup modelace implantátu A10

Model geometrie části spodní čelisti (obr. 20, 21, 22) byl rovněž vytvořen v softwaru SolidWorks 2020. Tato podsoustava je tvořena kortikální a spongiózní vrstvou. Byla modelována pomocí prvku vysunutí. Délka čelisti byla volena 10 mm. Výsledné podsoustavy byly následně vloženy do sestavy, kde byla vytvořena s pomocí nástrojů „vazby, posunutí a otočení součástí“ výsledná soustava. Poté byla soustava importována do výpočtového systému ANSYS.

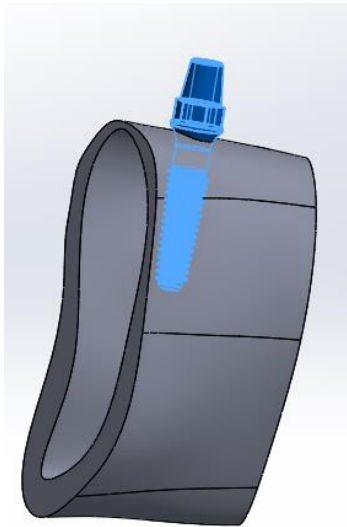


Obrázek 20 - Spongiózní kost



Obrázek 21 - Kortikální kost

Obrázek 19 - Závit - zkosení
+ zaoblení



**Obrázek 22 - Implantát s
kostí**

7.2 Konečnoprvkový model v programu ANSYS

Analýza konečných elementů (FEM) nabízí spolehlivou numerickou metodu analýzy technických návrhů. Proces začíná tvorbou geometrického modelu. Program následně rozdělí model na malé části jednoduchých tvarů (elementy) spojené ve společných bodech (uzlech). Programy analýzy konečných elementů na model pohlíží jako na síť samostatných propojených elementů.

Metoda konečných elementů (FEM, MKP) odhaduje chování modelu kombinováním informací získaných ze všech elementů tvořících model.

Tvorba sítě tvoří velmi důležitý prvek analýzy návrhu. Automatické síťování v softwaru vytváří síť podle globální velikosti elementu, tolerance a zadání lokálního zjemnění sítě. Zjemnění sítě umožňuje zadat různé velikosti elementů pro součásti, plochy, hrany a vrcholy.

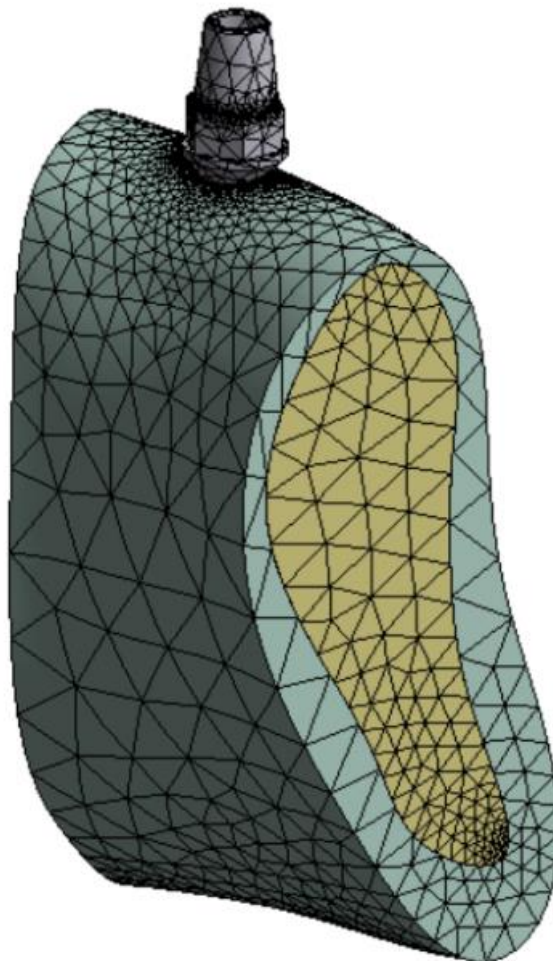
Software odhadne globální velikost elementu pro model pomocí objemu, povrchu a jiných geometrických detailů. Velikost vytvořené sítě (počet uzlů a elementů) závisí na geometrii a rozměrech modelu, velikosti prvku, toleranci sítě, zjemnění sítě a zadání kontaktů. V počátku analýzy návrhu, kde mohou postačovat přibližné výsledky, je možné zadat větší velikost elementu, a dosáhnout tak rychlejšího řešení. Chcete-li dosáhnout přesnějších výsledků, použijte menší velikost elementu.

Při tvorbě sítě se vytváří 3D tetraedrické objemové elementy, 2D trojúhelníkové elementy skořepiny a 1D elementy nosníků. Pokud nepoužijete kombinovanou síť, bude se síť skládat z jednoho typu elementů. Objemové elementy jsou přirozeně vhodné pro rozměrné modely. Elementy skořepiny jsou vhodné pro modelování tenkých dílů (plechů) a nosníky a pruty jsou vhodné pro modelování konstrukčních prvků.

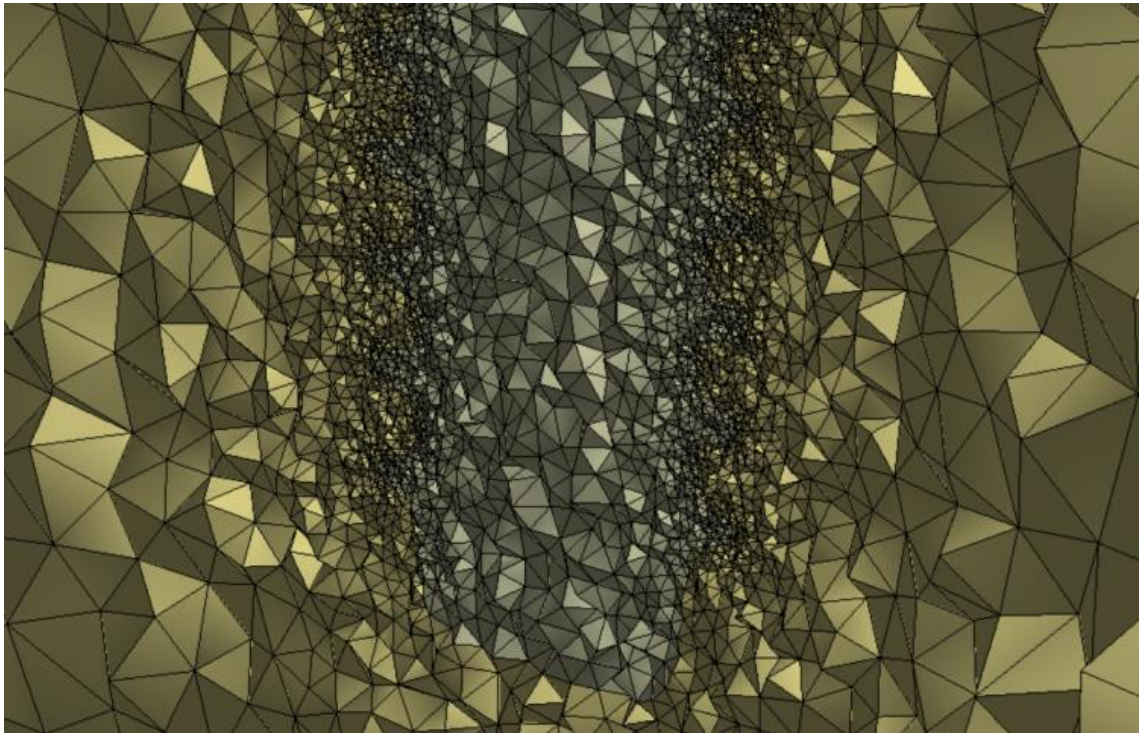
Tvorba sítě spongiózní a kompaktní kosti s implantátem

Výpočet implantátu metodou konečných prvků byl proveden ve společnosti TechSoft Engineering, spol. s r.o. pomocí programu Ansys Mechanical 2021 R1.

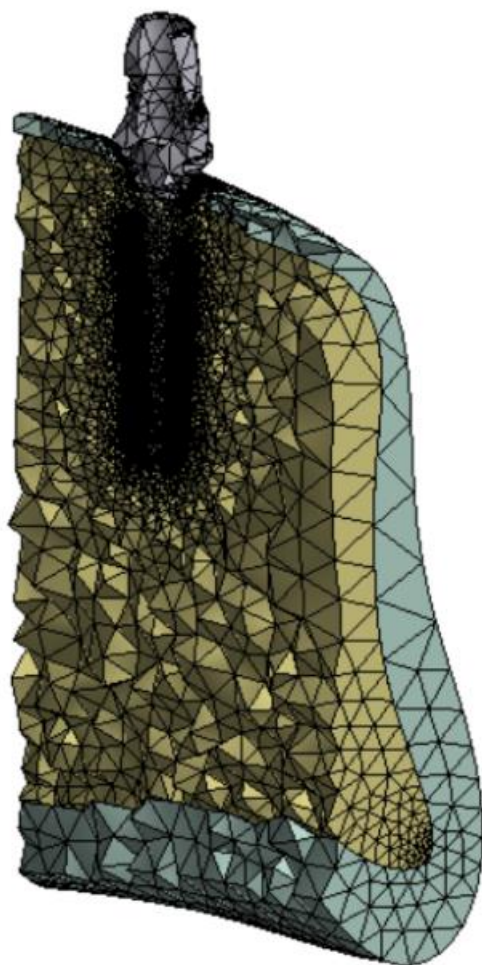
Výpočetní síť byla tvořena tetraedrickými buňkami s kvadratickou tvarovou funkcí. Skládá se z 6,099 mil. uzlů v případě implantátu délky 10 mm (obr. 23-25) a 5,431 mil. uzlů v případě implantátu délky 12 mm.



Obrázek 23 - Tvorba celkové sítě modelu implantátu A10, kortikální a spongiózní kosti



Obrázek 24 - Detail sítě



Obrázek 25 - Detail sítě s implantátem
A10

7.3 Model vazeb

Pro úlohy, řešené metodou konečných prvků u nepohyblivých těles je cílem uchycení modelu v prostoru. To se zajistí předepsáním vhodných okrajových podmínek. V této diplomové práci byla modelována část mandibuly o délce 10 mm a dva průměry implantátů o délce 10 mm a 12 mm. Implantát je umístěn uprostřed modelu části čelisti. Jelikož je řešen pouze výřez ze spodní čelisti, není nutné zahrnovat do okrajových podmínek také žvýkací svaly a kloub čelisti. Bylo tedy zabráněno posuvům ve všech uzlech blíže čelistnímu kloubu i blíže střední čáře mandibuly.

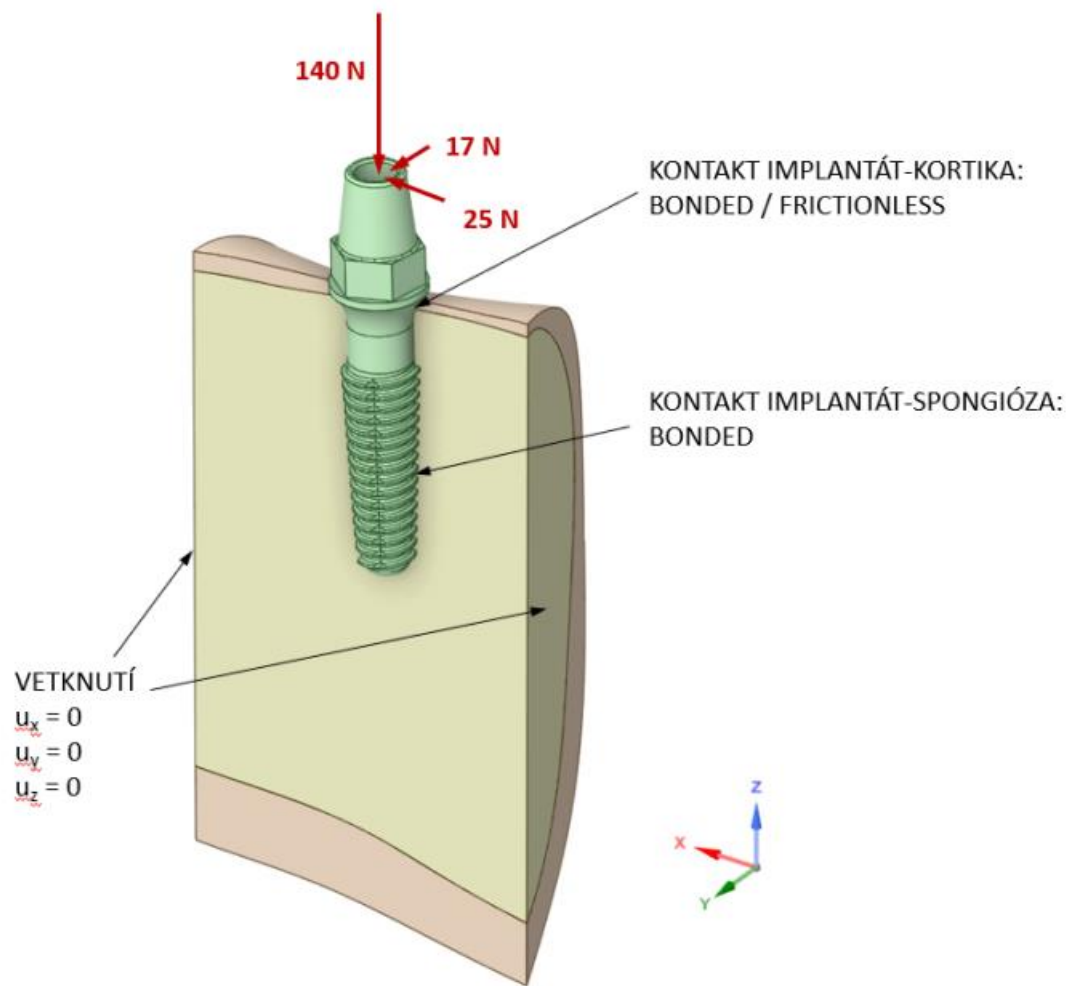
Plochy v místech řezu byly považovány za vetknuté ($U_x = 0$, $U_y = 0$, $U_z = 0$).

Pro každý implantát dva případy ukotvení implantátu v čelisti. Vazby mezi implantátem a kostní tkání jsou vytvořeny pomocí kontaktu Bonded (pevné spojení s rozdílnou sítí). Tento kontakt byl vytvořen pro první variantu, kde je implantát osseointegrovan.

U druhé varianty nenastane osseointegrace v oblasti krčku implantátu, a proto byl použit kontakt Frictionless bez tření. Ve spongiózní části kosti je implantát ukotven lepeným kontaktem.

7.4 Model zatížení

Zubní implantát se zavádí do kosti čelisti a z funkčního hlediska musí zdravý zub plně nahradit. Je tedy stejně jako u zdravého zubu vystavován působení sil, které vznikají při žvýkání. Vlivem těchto sil dochází ke vzniku napětí v kostní tkáni. V této diplomové práci je model implantátu v čelisti zatížen vnější silou nesymetricky, tzn. silou 25 N ve směru mesio-distálním (od řezáků ke stoličkám), silou 17 N ve směru vestibulo-orálním (dovnitř dutiny ústní), silou 140 N ve směru kranio-kaudálním (směrem dolů). Síly jsou pokládány za statické. Hodnoty zatížení implantátu byly převzaty z literatury. [18]



Obrázek 26 - Okrajové podmínky

7.5 Model materiálu

Velkým problémem biomechaniky je stanovení materiálových charakteristik biologických tkání. Kostní tkáň je komplexní biomateriál, který vykazuje různé mechanické vlastnosti dle své struktury, lokality, směru zatížení, zátěžové historie apod. Typická je pro ni nelinearita, nehomogenita a anizotropie.

V této práci byl vytvořen jednoduchý model části spodní čelisti. Materiál kostní tkáně byl zvolen jako homogenní, izotropní a lineárně pružný. Pro tento materiál jsou stanoveny dva parametry: Youngův modul pružnosti E [MPa] a Poissonovo číslo [-].

V této práci byl zvolen modul pružnosti spongiózní kosti 1000 MPa a kortikální kosti 13 000 MPa. Poissonovo číslo je pro spongiózu, kortiku a dentální implantát 0,3. Materiál dentálního implantátu je nTitan, kde modul pružnosti v tahu je 100 000 MPa.

8 Prezentace a analýza výsledků

Analýza byla provedena pro 2 varianty. U první varianty proběhla osseointegrace ve spongiózní i kompaktní kosti, u druhé varianty neproběhla osseointegrace v oblasti kompaktní kosti. Obě dvě varianty jsou zatíženy všemi silami najednou.

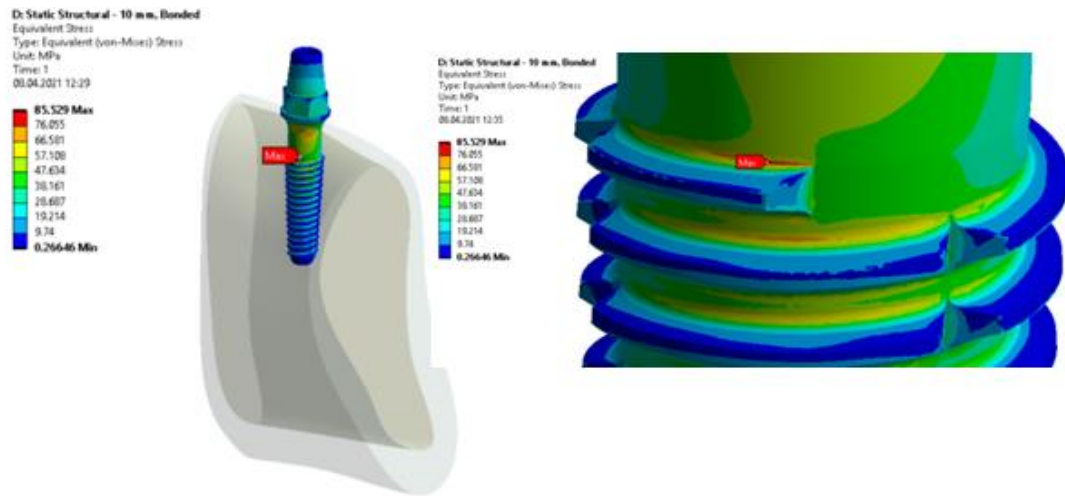
Při posouzení deformačně napěťové analýzy a mezního stavu jsou důležité průběhy hlavního napětí σ_1 a σ_3 . Z hlediska možného porušení křehkým lomem je významné σ_1 a při posuzování mezního stavu je důležité napětí σ_3 . Z těchto napětí usuzujeme, zda jsou vlastnosti v oblasti přetížené, případně nezatížené, protože tyto stavy jsou nejvíce postiženy atrofií, odumírá tkáň a nemá schopnost se remodelovat.

Výsledky výpočtu budou porovnány s obdobným výpočtem čepelkového implantátu z diplomové práce od Mgr. Petrlíkové. [35]

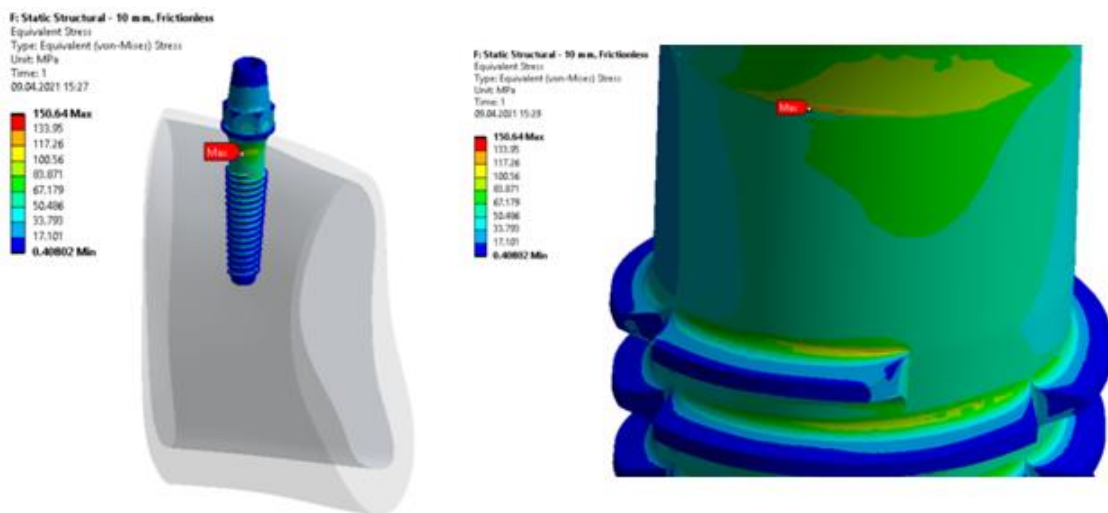
8.1 Vliv modulu pružnosti spongiózní kosti na redukované napětí a hlavní napětí σ_1 a σ_3

Tato analýza byla provedena pro spongiózní kost, kde se sleduje, jak se mění napětí v oblasti maximálních hodnot 1. a 3. hlavních napětí pro obě varianty. Vyhodnocení hlavního napětí spongiózní kosti: Nejprve se vyhodnotí von Misesovo redukované napětí, čímž se zjistí, v jakém místě je spongióza namáhána nejvíce. Poté se ve stejném místě vyhodnotí hlavní napětí σ_1 a σ_3 . Jelikož jsou obě záporné, je spongióza v místě maximálního namáhání plně v oblasti tlakového napětí.

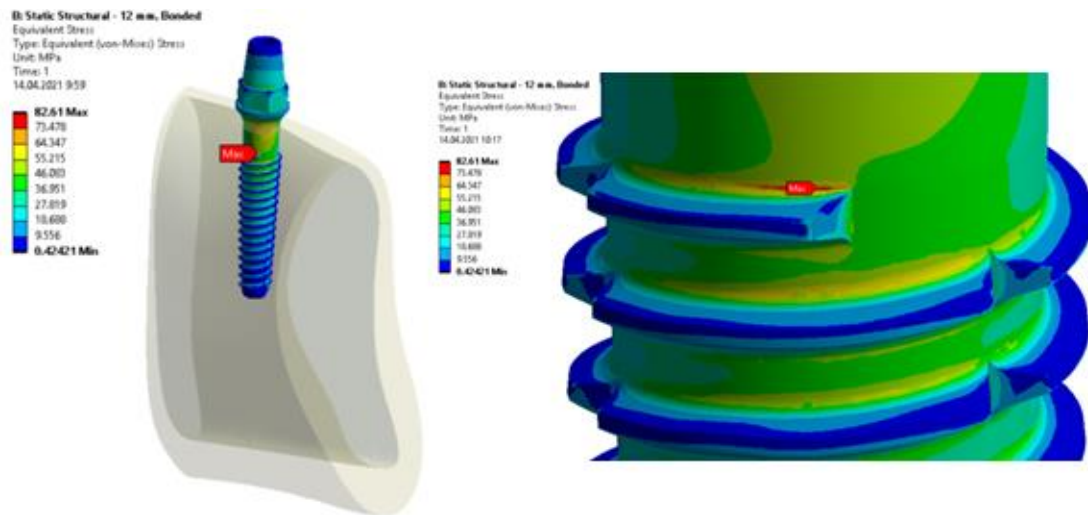
Výsledky redukováného napětí implantátu A10



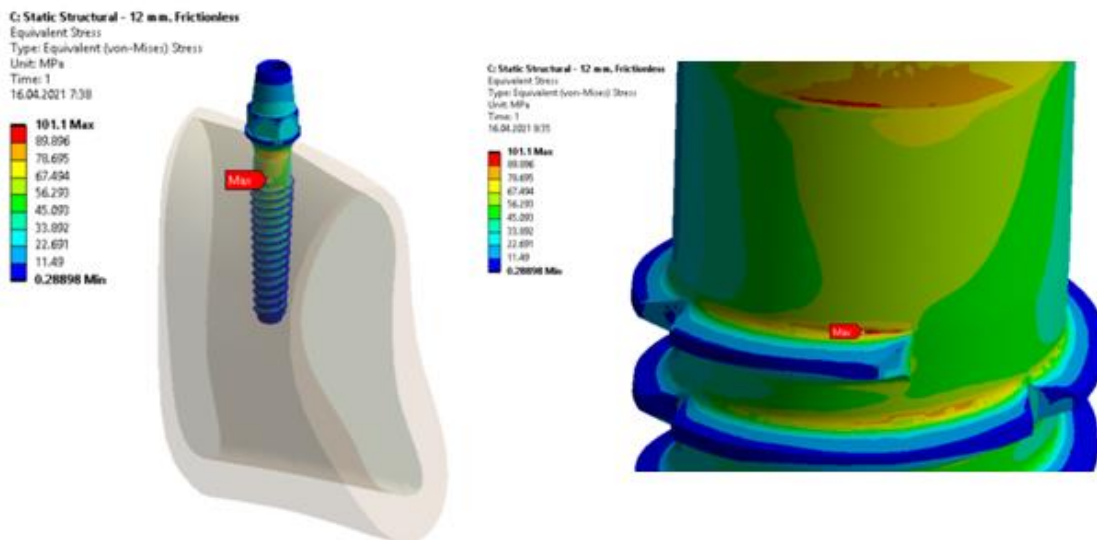
Obrázek 27 - Výsledky redukováného napětí implantátu A10 přirostlé kortiky



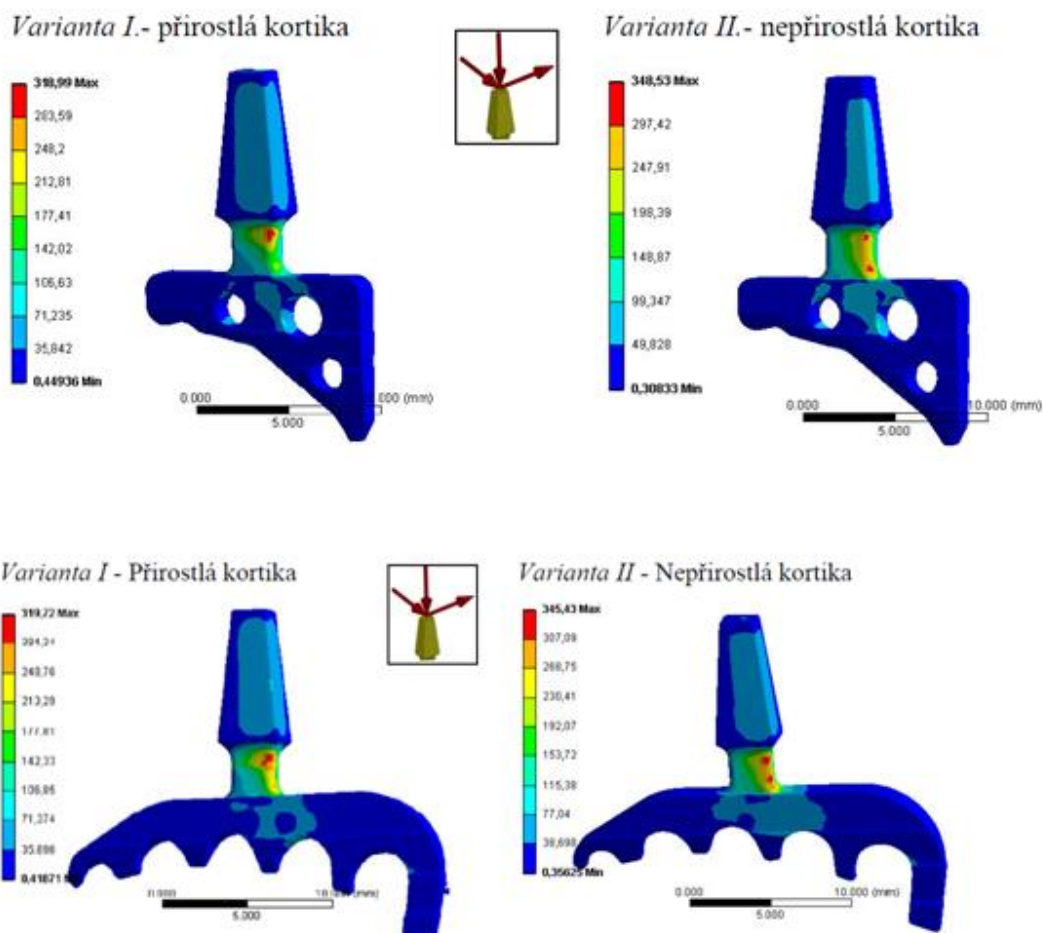
Obrázek 28 - Výsledky redukováné napětí implantátu A10 nepřirostlé kortiky



Obrázek 29 - Výsledky redukované napětí implantátu A12 přirostlé kortiky



Obrázek 30 - Výsledky redukované napětí implantátů A12 nepřirostlé kortiky

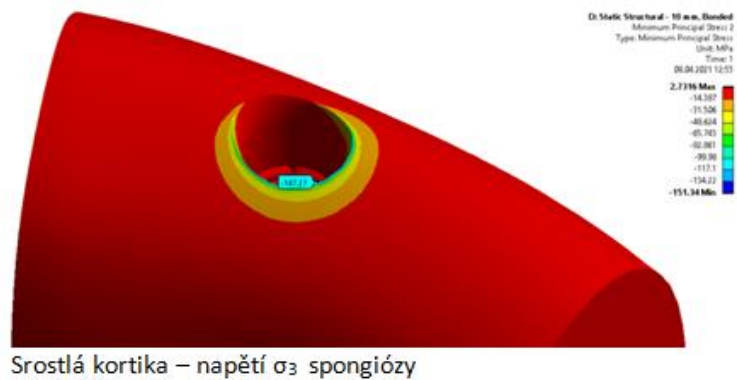
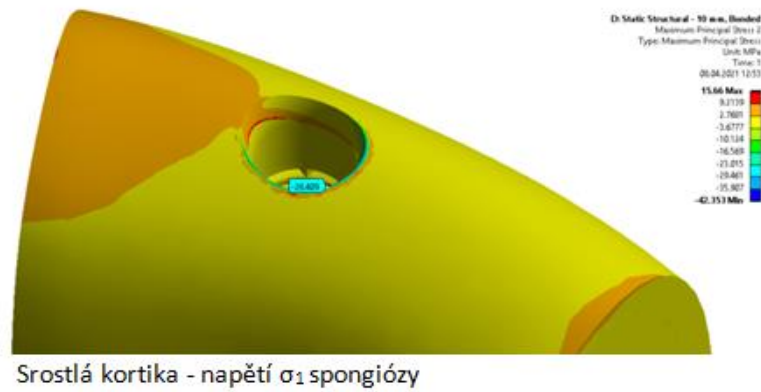
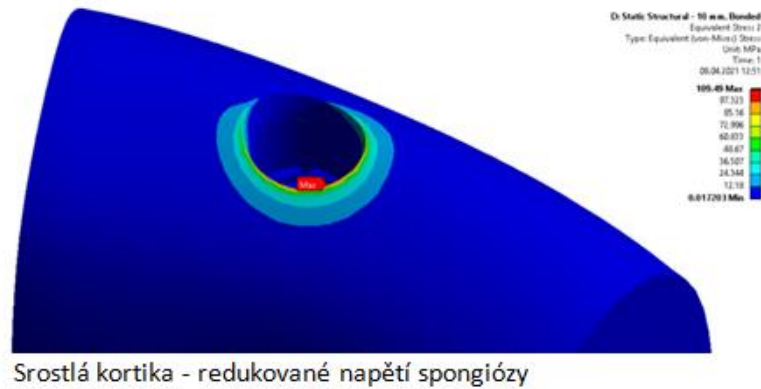


Obrázek 31 - Výsledky redukovaného napětí srovnané s diplomovou prací Mgr. Petrlíkové

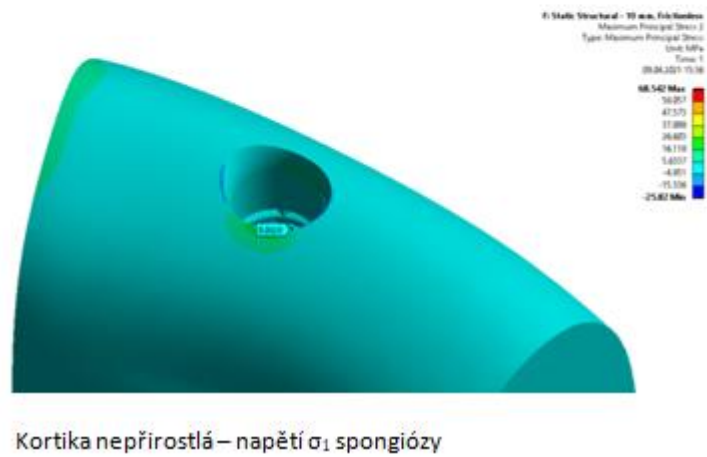
Vyhodnocení redukovaného napětí implantátu A10 a A12 ve srovnání s čepelkovými implantáty:

Z výsledků je vidět, že implantát typu A10 u přirostlé kortiky má maximální redukované napětí 85,53MPa a u nepřirostlé kortiky 150,64 MPa. U implantátu A12 přirostlá kortika má maximální redukované napětí 82,61MPa, nepřirostlá kortika 101,1MPa. Kdežto u čepelkového implantátu je to mnohem vyšší. U přirostlé kortiky je maximální redukované napětí u prvního čepelkového implantátu 318,99MPa a u nepřirostlé kortiky 348,53MPa. Druhý implantát má přibližně stejné hodnoty. Z tohoto vyhodnocení mohou říci, že mé zvolené implantáty vydrží větší zatížení, i když jsou o dost menší. Také mohou říci, že implantát typu A10 není v daném případě namáhán výrazně více než A12, takže by stačilo použít implantát typu A10.

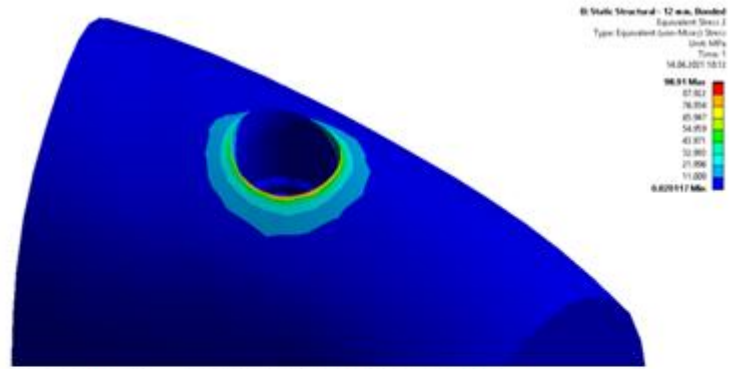
Výsledky hlavního napětí σ_1 a σ_3 spongiózy - přirostlá kortika pro implantát A10 a A12



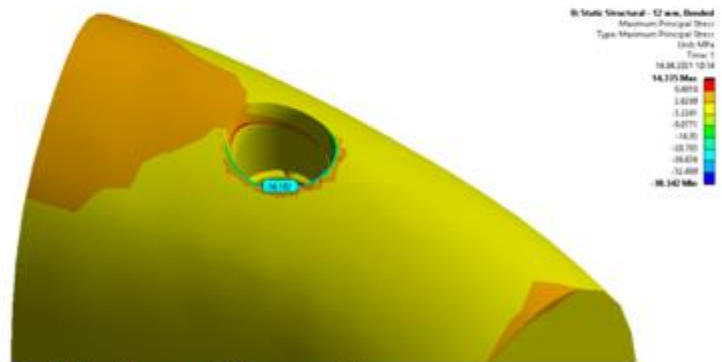
Obrázek 32 - Výsledky hlavního napětí - přirostlá kortika pro implantát A10



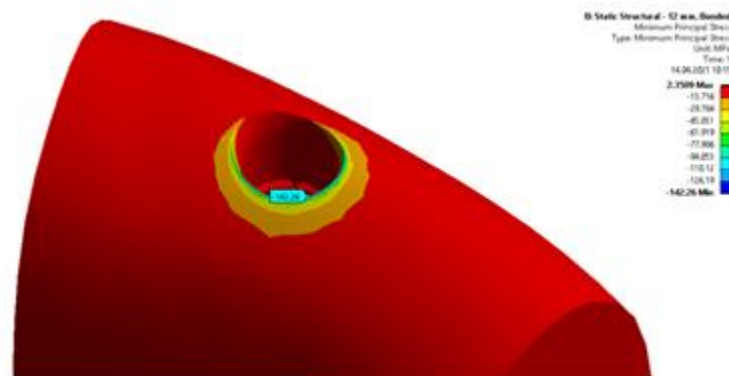
Obrázek 33 - Výsledky hlavního napětí - nepřirostlá kortika pro implantát A10



Srostlá kortika – redukované napětí spongiózy

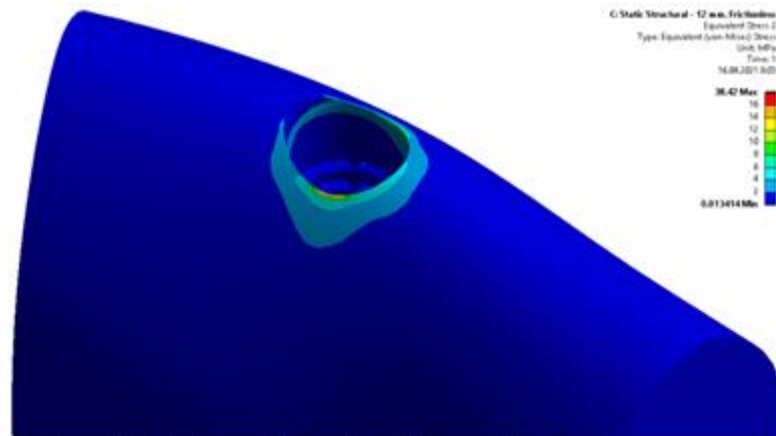


Srostlá kortika - napětí σ_1 spongiózy

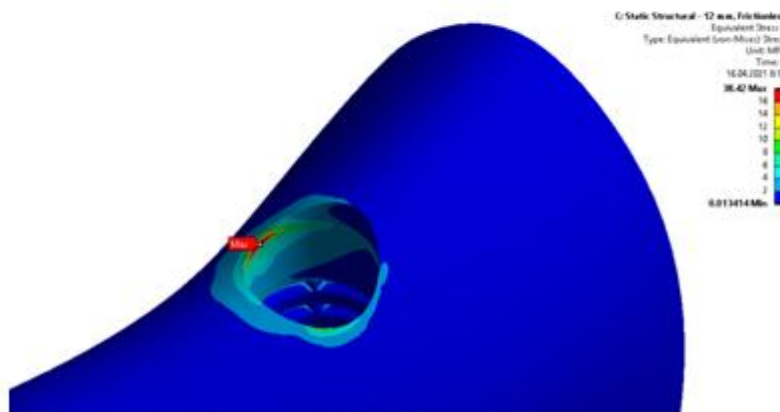


Srostlá kortika - napětí σ_3 spongiózy

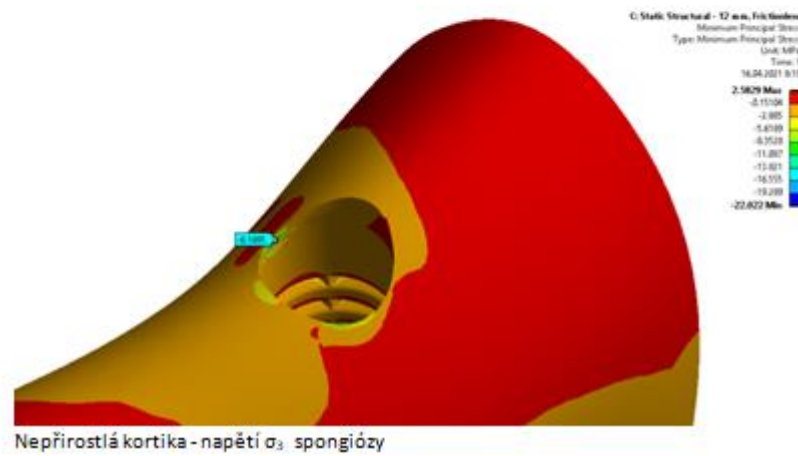
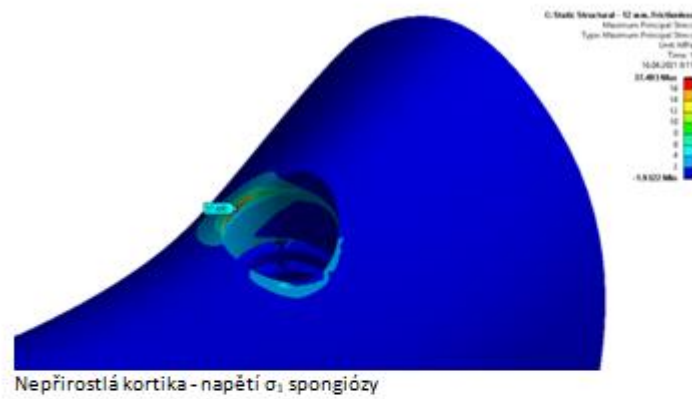
Obrázek 34 - Výsledky hlavního napětí - přirostlá kortika pro implantát A12



Nepřirostlá kortika – redukované napětí spongiózy

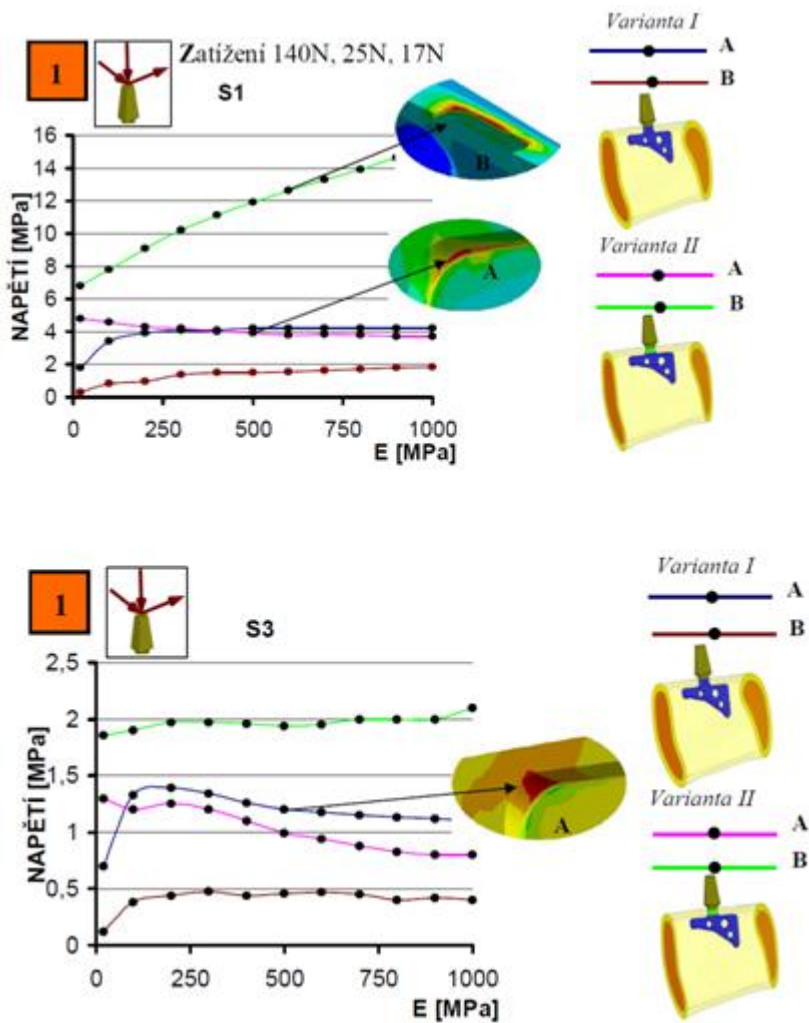
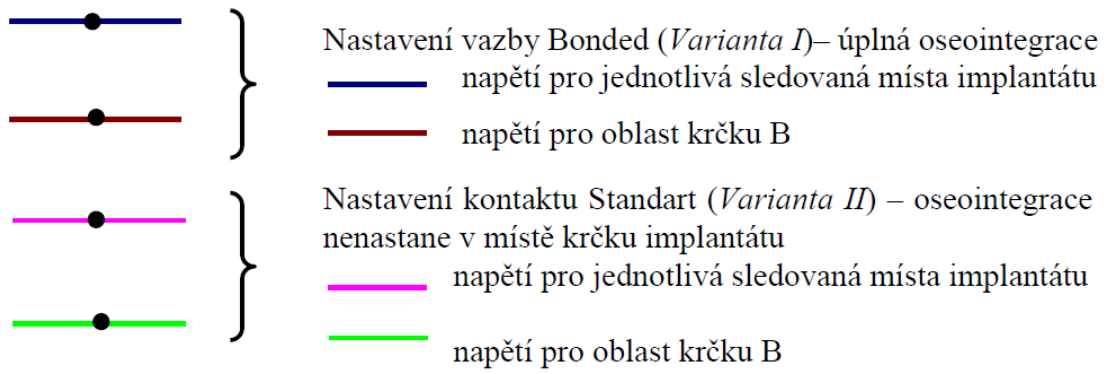


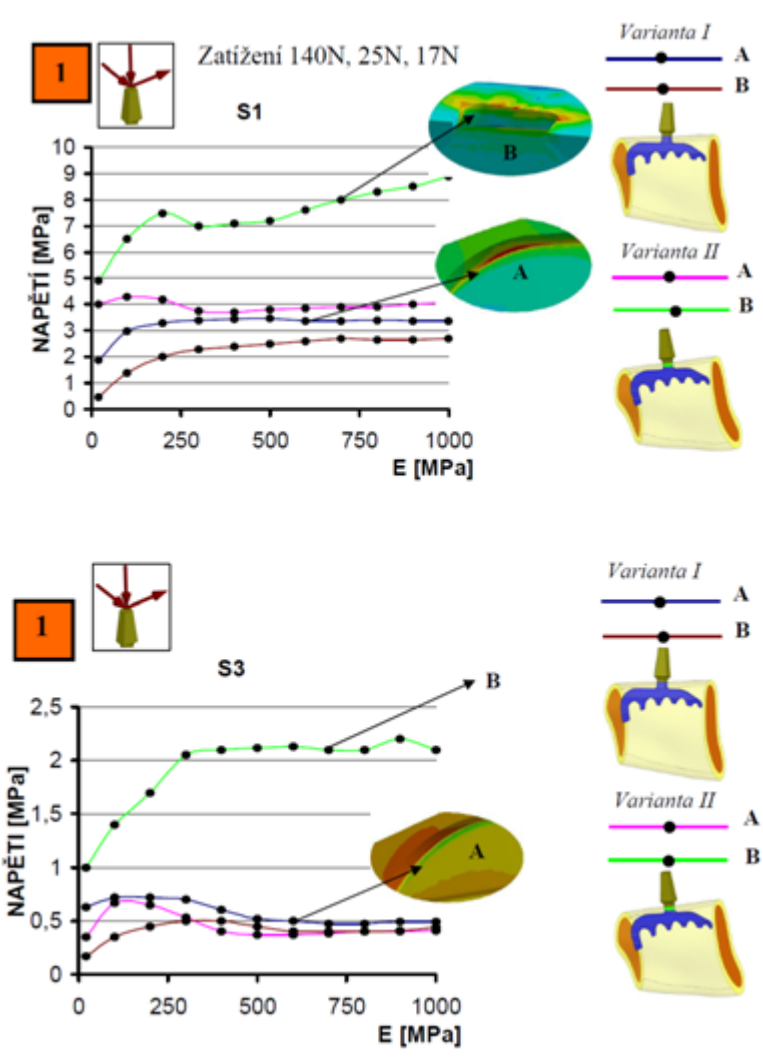
Nepřirostlá kortika – redukované napětí spongiózy detail



Obrázek 35 - Výsledky hlavního napětí - nepřirostlá kortika pro implantát A12

Z grafů popisující závislost prvního hlavního napětí (σ_1) a třetího hlavního napětí (σ_3) na modulu pružnosti v tahu spongiózy. Grafy jsou provedeny pro dvě varianty (I, II) přirostlá a nepřirostlá kortikální kost ke krčku implantátu při zatížení všemi silami. Barevné značení:





Obrázek 36 - Výsledky hlavního napětí pro modul pružnosti 1000 MPa srovnávané s diplomovou prací Mgr. Petrlíkové

Vyhodnocení hlavního napětí

	Napětí σ_1 spongiózy – přírostlá kortika [MPa]	Napětí σ_1 spongiózy – přírostlá kortika [MPa]	Napětí σ_1 spongiózy – nepřírostlá kortika [MPa]	Napětí σ_1 spongiózy – nepřírostlá kortika [MPa]	Redukované napětí spongiózy – přírostlá kortika [MPa]	Redukované napětí spongiózy – nepřírostlá kortika [MPa]
Implantát A10	-28,41	-147,27	9,08	-93,74	109,49	96,65
Implantát A12	-36,10	-142,26	37,49	-6,19	98,91	38,42
Čepelkový implantát 1	2,01	0,40	14,50	2,30		
Čepelkový implantát 2	2,80	0,40	8,90	2,20		

Z tabulky je vidět, že hlavní napětí spongiózní části kosti má ve všech případech s porovnáním čepelkovými implantáty vyšší absolutní hodnotu. Z toho vyplývá, že spongióza je více namáhána. V případech s nepřirostlou kortikou je dokonce spongiózní část výrazně tažena.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provést deformačně napěťovou analýzu části spodní čelisti se šroubovým zubním implantátem. Další část této práce se týká základní anatomie, týkající se řešeného problému.

V této práci byl vytvořen model geometrie části spodní čelisti a dva typy šroubových zubních implantátů. Řešené zubní implantáty se liší délkou a průměrem. Výpočtový model byl řešen pro 2 varianty. První varianta představuje situaci, kdy je aplikovaný implantát přirostlý s kortikální i spongiózní vrstvou kostní tkáně a druhá varianta je řešena pro stádium osseointegrace, kdy není implantát přirostlý s kortikální kostí.

V diplomové práci bylo nejdříve vyhodnoceno redukované napětí implantátu ve spongiózní části kosti. V porovnání s čepelkovým implantátem vycházelo ve všech případech nižší maximum ekvivalentního napětí implantátu. Z této deformačně napěťové analýzy vyplývá, že největší napětí vzniká v oblasti krčku a prvních závitů implantátu. Celkově lze říci, že implantát kruhového průřezu je vzhledem k vyšší ohybové tuhosti méně namáhán než implantát čepelkový.

Výsledky vyhodnocené u hlavního napětí spongiózní části kosti má však ve všech případech s čepelkovým implantátem vyšší absolutní hodnotu. V případech s nepřirostlou kortikou je dokonce spongiózní část výrazně tažena. Z toho vyplývá, že spongiózní část kosti je tímto typem implantátu namáhána více. Šroubové zubní implantáty jsou vhodné pro kvalitní kostní tkáň. Z hlediska pevnosti, struktury a menšího operačního zákroku je zcela lepší použít šroubový implantát než čepelkový.

V diplomové práci byly splněny cíle zadání. Bylo zjištěno, jaký vliv má osseointegrace kostní tkáně s aplikovanými šroubovým implantátem na napjatost a deformaci a jak se projevuje po již vhojeném implantátu zatížení.

Seznam použité literatury

- [1] *Biomechanické factory při řešení komplikovaných situací*. [online]. 2018. In: StomaTeam. [cit.09.09.2020] Dostupné z: <https://www.stomateam.cz/cz/implantologie/biomechanika-implantatu-biomechanicke-factory-pri-reseni-komplikovanych-situaci>
- [2] Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. *Stomatologická biomechanika* [online]. In: Biomechanika 2. [cit.12.10.2020] Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz>
- [3] ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. *Anatomie 1. 2*, uprav. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED Praha : Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [4] *Pohyby dolní čelisti*. [online] In: Nazuby.cz. [cit.08.11.2020] Dostupné z: <http://www.nazuby.cz/pohyby-dolni-celisti>
- [5] NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Přehled anatomie*. Třetí, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-206-0.
- [6] *Zubní implantáty*. [online]. In: Implantáty Šimůnek. [cit.08.11.2020] Dostupné z: <http://www.implantaty.info/co-jsou-zubni-implantaty.html>
- [7] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, c2009. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-581-9.
- [8] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008. ISBN 97880-87009-30-7.
- [9] Higuchi, K. (2000). Orthodontic applications of osseointegrated implants.
- [10] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [11] *Nanoimplantát jednoduchý, rychlý a spolehlivý*. [online]. In: Timplant. [cit.02.09.2020] Dostupné z:

<http://www.timplant.cz/cs/stomatolog/nanoimplant-jednoduchy-rychly-a-spolehlivy/>

[12] *Virtual Analysis of Stresses in Human Teeth Restored with Estetic Posts*. [online] 2018. [cit.12.01.2021] Dostupné z: <http://www.scielo.br/pdf/mr/v11n4/14.pdf>

[13] ŠEDÝ, Jiří a René FOLTÁN. *Klinická anatomie zubů a čelistí*. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-312-7.

[14] LOVECKÝ, Pavol, Juraj STRECHA, Luděk DLUHOŠ, Peter MACHAJ a Milan HEJDUK. Nanoimplantáty: Nanoimplants. Stomatológ: recenzovaný odborný a vedecký časopis zameraný na zubné lekárstvo a maxilofaciálnu chirurgiu. Bratislava: Slovenská komora zubných lekárov, 2011, 21(3), 30-37. ISSN 1335-0005.

[15] MUDr. Ctibor Arnold, praktický zubní lékař. [online]. [cit.12.01.2021] Dostupné z: <http://www.dr-arnold.cz/index.html>

[16] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáň*. [online] 2012. [cit.14.09.2020] Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/30311504.pdf>

[17] Valenta Jaroslav a kolektiv. *Biomechanika*, Academia, Praha, 1985.

[18] Pevnostní výpočet nitrokostních dentálních implantátů: Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D., MUDr. Lucie Himmlová, CSc., Ing. Alois Kápořský [online]. Dostupné z: <http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=pevnostni-vypocet-trokostnich-dentalnich-implantatu>

[19] LINKOW, L. I., CHERCHEVE, R. *Theories and techniques of oral implantology*. St. Louis: C. V. Mosby Co., 1970, p. 137, ISBN 978-0-801-63018-7.

[20] OKAZAKI, Y., GOTOH, E. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials*, 2005, vol. 26, no. 1, p. 11–21.

[21] VRBOVÁ, R., SOCHOR, M. Povrch dentálních implantátů a jeho vliv na interakci s biologickým prostředím (Souborný referát). *Čes Stomat*, 2010, roč. 110, č. 3, s. 49–60.

[22] WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*, 2000, vol. 83, no. 2, p. 223–234.

[23] GEETHA, M., SINGH, A. K., ASOKAMANI, R., GOGIA, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review. *Pr Mat Sci*, 2009, vol. 54, no. 3, p. 397–425.

- [24] SONG, Y., XU, D. S., YANG, R. et al. Theoretical study of the effects of alloying elements on the strength and modulus of β -type bio-titanium alloys. *Mat Sci Eng Part A*, 1999, vol. 260, no. 1–2, p. 269–274.
- [25] SUMNER, D. R., TURNER, T. M., IGLORIA, R. et al. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J Biomech*, 1998, vol. 31, no. 10, p. 909–917.
- [26] CIARELLI, M. J., GOLDSTEIN, S. A., KUHN, J. L. et al. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res*, 1991, vol. 9, no. 5, p. 674–682.
- [27] HORA, T., JOSKA L., GOJIŠOVÁ E. Korozní odolnost titanu ve stomatologických aplikacích. *Čes Stomat*, 2005, roč. 105, č. 1, s. 20–25.
- [28] PETRUŽELKA, J., DLUHOŠ, L., HRUŠÁK, D., SOCHOVÁ, J. Nanostrukturní titan – nový materiál pro dentální implantáty. *Čes Stomat*, 2006, roč. 106, č. 3, s. 72–77.
- [29] KOPECKÁ, D., ŠIMŮNEK, A., SLEZÁK, R. Nanomateriály ve stomatologii – přehled poznatků. *Prakt Zub Léč*, 2009, roč. 57, č. 4, s. 59–62.
- [30] SEGAL, V. M. The method of material preparation for subsequent working, Patent of the USSR No. 575892, 1977.
- [31] LAZZARA, R., PORTER, S., BEATY, K. et al. Surface properties. In: *Clinical manual of implant dentistry* (Eds. Davarpanah, M., Martínez, H. et al.), Quintessence Publishing Co, Ltd, 2003, p. 207–212, ISBN 1-85097-049-1.
- [32] LE GUÉHENNEC, L., SOUEIDAN, A., LAYROLLE, P., AMOURIQ, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mat*, 2007, vol. 23, no. 7, p. 844–854.
- [33] SUL, Y. T., JOHANSSON, C. B., PETRONIS, S. et al. Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials*, 2002, vol. 23, no. 2, p. 491–501.
- [34] PREDCKI, P., AUSLAENDER, B. A., STEPHAN, J. E. et al. Attachment of bone to threaded implants by ingrowth and mechanical interlocking. *J Biomed Mat Res*, 1972, vol. 6, no. 5, p. 401–412.
- [35] <https://www.vutbr.cz › studenti › zav-prace › detail>

