



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

**VLIV ORIENTACE A UMÍSTĚNÍ DENTÁLNÍHO
IMPLANTÁTU NA DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÉ STAVY V
DOLNÍ ČELISTI**

EFFECT OF LOCATION AND ORIENTATION OF DENTAL IMPLANT ON STRESS-STRAIN STATES IN
MANDIBULAR BONE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Barbora Thomková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2020

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka:	Bc. Barbora Thomková
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2019/20

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

Vliv orientace a umístění dentálního implantátu na deformačně–napět'ové stavy v dolní čelisti

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zavádění dentálních implantátů patří v současné době mezi rutinní operace. Nejčastěji se využívají dentální implantáty z titanových slitin, které jsou v kostní tkáni osseointegrované, tedy mezi kostní tkání a implantátem vznikne pevné spojení. Implantáty jsou zaváděny individuálně v místech zhojené kostní tkáně horní nebo dolní čelisti s ohledem na její tvar a množství. Vlivem mechanického namáhání může dojít k selhání spojení na rozhraní kost–implantát. Posouzení mechanické interakce mezi implantátem a dolní čelistí je možné provést výpočtovým modelováním pomocí MKP.

Cíle diplomové práce:

1. Rešerše související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie dolní čelisti z dodaných CT dat.
3. Vytvoření modelu geometrie dentálního implantátu.
4. Vytvoření modelu materiálu kostních tkání s respektováním jejich hustoty získané z CT dat.
5. Vytvoření výpočtového modelu dolní čelisti s implantátem v různých konfiguracích.
6. Provedení deformační a napět'ové analýzy.

Seznam doporučené literatury:

ČIHÁK, R. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

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.

LIN, D.; LI, Q.; LI, W.; SWAIN, M.: Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2009, roč. 2, č. 5, str. 410-432.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Diplomová práca sa zaoberá problematikou spadajúcou do oblasti stomatologickej biomechaniky a to mechanickou interakciou dentálnych implantátov s kostným tkanivom dolnej čeľuste. Práca je zameraná na deformačne-napěťovú analýzu dolnej čeľuste s implantátom zavedeným v rôznych polohách, s rôznym natočením voči oklúznej rovine. Riešenie je vykonané výpočtovým modelovaním pomocou metódy konečných prvkov. Model geometrie dolnej čeľuste bol vytvorený na základe CT snímok. Cieľom diplomovej práce bolo taktiež porovnanie vplyvu voľby modelu materiálu špongiózneho kostného tkaniva na výsledné deformačne-napěťové stavy dolnej čeľuste so zavedeným implantátom. Boli vytvorené tri modely materiálu špongiózneho kostného tkaniva – dva homogénne modely materiálu a heterogénny model materiálu, ktorý bol získaný na základe CT snímok. V práci bol taktiež zisťovaný vplyv natočenia implantátov v jednotlivých základných polohách o $+5^\circ$, prípadne -5° na výsledné deformačne-napěťové stavy. Na základe deformačne-napěťovej analýzy je možné konštatovať, že väčší vplyv na namáhanie kostného tkaniva a implantátu má jeho poloha a natočenie ako volený model materiálu špongiózneho kostného tkaniva.

Kľúčové slová

Dentálny implantát, dolná čeľusť, deformačne-napěťová analýza

ABSTRACT

The master's thesis deals with issues belonging to the field of dental biomechanics, specifically the mechanical interaction of dental implants with the bone tissue of the mandible. The thesis focuses on the stress-strain analysis of the mandible with the implant inserted in different positions, with a different angle relative to the occlusal plane. The solution is performed by computational modeling using the finite element method. The geometry model of mandible was created based on CT images. The aim of the master's thesis was also to compare the influence of the choice of the material model of cancellous bone tissue on the resulting stress-strain states of the mandible with the dental implant. Three material models of cancellous bone tissue were created - two homogeneous material model and a heterogeneous material model, which was based on CT image data. The work also investigates the effect of rotation ($+5^\circ$ or -5°) of implants in basic positions on the resulting stress-strain states. The stress-strain analysis showed that position and rotation has a greater effect on the stress and strain of bone tissue and implant than the chosen material model of cancellous bone tissue.

Key words

Dental implant, mandible, stress-strain analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

THOMKOVÁ, Barbora. *Vliv orientace a umístění dentálního implantátu na deformačně-napěťové stavy v dolní čelisti*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/124375>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som diplomovú prácu na tému *Vliv orientace a umístění dentálního implantátu na deformačně-napěťové stavy v dolní čelisti*. vypracovala samostatne s použitím odbornej literatúry a prameňov uvedených v zozname, ktorý tvorí prílohu tejto práce.

V Brne, jún 2020

Barbora Thomková

POĎAKOVANIE

Rada by som poďakovala vedúcemu mojej diplomovej práce Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. za čas, rady, ochotu a pripomienky, ktoré mi pomohli pri písaní tejto diplomovej práce. Ďalej by som rada poďakovala celej mojej rodine a priateľom za podporu počas celého môjho štúdia.

Obsah

Úvod	10
1. Popis problémové situácie.....	11
1.1 Formulácia problému	11
1.2 Ciele práce.....	11
2. Anatómia súvisiaca s riešenou problematikou	13
2.1 Kostné tkanivo.....	14
2.2 Vývojové štádiá chrupu.....	16
2.3 Zloženie zubov	16
2.4 Svalstvo dolnej čeľuste	17
2.5 Nervy dolnej čeľuste	18
2.6 Roviny a smery dolnej čeľuste.....	19
3. Dentálna implantológia a klasifikácia dentálnych implantátov	21
3.1 Klasifikácia dentálnych implantátov	21
3.1.1 Klasifikácia podľa vzťahu k ústnej dutine.....	21
3.1.2 Klasifikácia podľa dizajnu.....	21
3.1.3 Klasifikácia vnútrokostných dentálnych implantátov podľa tvaru.....	22
3.1.4 Klasifikácia biomateriálov.....	23
3.2 Materiál implantátov	24
3.3 Povrchová úprava titánových implantátov	24
3.4 Zavádzanie implantátov	25
3.5 Oseointegrácia a fibrointegrácia.....	26
4. Využitie počítačovej tomografie (CT) pri zavádzaní dentálnych implantátov	28
5. Rešerš prácami zameranými na DN stavy so zubnými implantátmi	32
5.1 Práce s výpočtovým modelom na 2D úrovni	32
5.2 Práce zamerané na DN stavy implantátu.....	32
5.3 Práce zamerané na DN stavy kostného tkaniva v interakcii s dentálnym implantátom	34
5.4 Práce zamerané na vplyv polohy implantátu na výsledne DN stavy	35
6. Výpočtové modelovanie	37
6.1 Model geometrie	37
6.1.1 Model geometrie dolnej čeľuste	37
6.1.2 Model geometrie implantátu.....	39
6.1.3 Model geometrie dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi.....	40

6.1.4	Model geometrie dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi – variant +5°, -5°	43
6.2	Model materiálu	44
6.2.1	Kortikálne kostné tkanivo.....	44
6.2.2	Dentálny implantát	45
6.2.3	Špongiózne kostné tkanivo	45
6.2.4	Určovanie materiálových charakteristík z CT snímok	45
6.2.5	Nehomogénny model materiálu.....	47
6.3	Model väzieb	49
6.4	Model zaťaženia	50
6.5	Konečnoprvková sieť	51
7.	Prezentácia a analýza výsledkov.....	53
7.1	Porovnanie nehomogénneho modelu materiálu pre jednotlivé polohy implantátu	54
7.1.1	Porovnanie nehomogénneho modelu materiálu pre implantáty zavedené v pôvodných polohách	54
7.1.2	Porovnanie nehomogénneho modelu materiálu pre implantáty natočené voči pôvodnému zavedeniu.....	57
7.2	Vyhodnotenie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive	58
7.2.1	Cesta pozdĺž závitov implantátu.....	60
7.2.2	Cesta pozdĺž závitov implantátu – variant +5°, -5°	64
7.2.3	Lineárna cesta 1 mm od vrcholu závitú.....	70
7.2.4	Lineárna cesta 1 mm od vrcholu závitú – variant +5°, -5°.....	75
7.3	Vyhodnotenie redukovaného napätia HMM na implantáte	79
7.3.1	Redukované napätie HMM na implantáte.....	79
7.3.2	Redukované napätie HMM na implantáte – variant +5°, -5°	84
7.4	Vyhodnotenie posuvov.....	90
7.4.1	Posuvy dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi.....	90
7.4.2	Posuvy dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi – variant +5°, -5°.....	92
	Záver	94
	Zoznam použitých zdrojov.....	96
	Zoznam použitých symbolov a skratiek.....	108
	Zoznam obrázkov.....	109
	Zoznam tabuliek.....	112

Úvod

Prvé archeologické nálezy primitívnych „dentálnych implantátov“ pochádzajú z dôb starého Egypta. Sú len ojedinelé a s určitosťou je možné povedať, že boli len krátkodobé. Prvé dokumenty zmieňujúce sa o dentálnych implantátoch sú z obdobia 600 rokov nášho letopočtu. Mayovia používali kúsky mušlí ako náhradu za zuby dolnej čeľuste. V období 800 rokov nášho letopočtu boli používané kamene ako náhrady vypadnutých zubov.

Neskôr v 16. až 18. storočí boli položené základy stomatológie ako vedného odboru. Zuby boli vyberané z mŕtvol a následne používané ako implantáty pre živých pacientov [1]. V 19. storočí začali lekári používať ako materiál na výrobu dentálnych implantátov zlato, striebro, porcelán alebo aj irídium [2].

Medzi významné osobnosti v rozvoji dentálnej implantológie sa radí Magiollo, ktorý ako prvý, na začiatku 19. storočia, zaviedol do miesta čerstvo po extrakcii zubu implantát (trubičku) zo zlata.

Zásadným objavom však bol v šesťdesiatych rokoch dvadsiateho storočia objav oseointegrácie. Švédsky ortopéd Per-Ingvar Brånemark popísal proces, ktorý prebieha na rozhraní kost'-titánový implantát [3]. Tento objav podporil rozmach dentálnej implantológie, ale až od roku 1983, kedy vedecká komunita prijala oseointegráciu. Do tej doby sa vyrábali implantáty z rôznych materiálov, s rôznou geometriou. Od objavu oseointegrácie sa začali využívať povrchové úpravy implantátov, ktoré zlepšovali stabilitu implantátu a s tým súvisiacu životnosť. Stabilita implantátu v kostnom tkanive sa z hľadiska dentálnej implantológie delí na primárnu stabilitu a sekundárnu stabilitu [4]. V prípade primárnej stability sa jedná o absenciu akéhokoľvek mikropohybu implantátu v kosti ihneď po zavedení implantátu. Sekundárna stabilita súvisí s oseointegráciou, ktorá prebieha na rozhraní kost'-implantát.

V dnešnej dobe sú dentálne implantáty v ordináciách stomatológov často využívané. Medzi najčastejšie používané typy implantátov v klinickej stomatológii sa radia skrutkové implantáty z titánových zliatin. S výslednou stabilitou implantátu v kostnom tkanive a jeho životnosťou úzko súvisí aj správny výber implantátu, čo sa týka geometrie, tvaru, ale aj materiálu, ako aj skúsenosti daného lekára. Lekár musí zvoliť miesto zavedenia implantátu s dostatočnou hustotou kostného tkaniva, pretože práve kvalita kostného tkaniva je jedným z kľúčových faktorov ovplyvňujúcich úspešnosť implantácie [5]. Vplyvom mechanického namáhania implantátu zavedeného do dolnej čeľuste, môže v prípade zníženej hustoty kostného tkaniva dôjsť až k zlyhaniu implantátu.

1. Popis problémové situácie

Zavádzanie dentálnych implantátov patrí v súčasnej dobe medzi rutinné operácie. Najčastejšie sú zavádzané individuálne v mieste zhojeného kostného tkaniva hornej a dolnej čeľuste. Najčastejšie sú využívané dentálne implantáty z titánových zliatin, keďže sa jedná o materiál, ktorý dobre reaguje s kostným tkanivom a prerastá do mikro nerovností implantátu. Tento jav sa nazýva oseointegrácia a prof. Brånemark [3] bol prvý, ktorý ho svojimi experimentmi za použitia dentálnych implantátov z titánových zliatin popísal.

Aj napriek tomu, že je vďaka oseointegrácii pomerne vysoká miera úspešnosti dentálnych implantátov ako náhrad zubov, môže vplyvom mechanického namáhania sústavy implantátu s kostným tkanivom dôjsť k zlyhaniu spojenia medzi kostným tkanivom a povrchom implantátu. Tomuto zlyhaniu v kombinácii s nekrózou priľahlého kostného tkaniva sa odborne hovorí periimplantitída [6].

Určenie a posúdenie mechanickej interakcie medzi implantátom a kostným tkanivom dolnej čeľuste a analýza deformačne-napätových stavov tejto sústavy je, ako uvádza dostupná literatúra, najčastejšie vykonané pomocou výpočtového modelovania. Výpočtový model je vytvorený zo segmentu dolnej čeľuste a implantát je namáhaný silovým zaťažením. Nie je rešpektovaný anatomický tvar dolnej čeľuste, prípadne je výpočtový model vytvorený na 2D úrovni. V literatúre taktiež nie je riešený vplyv rôznej polohy a orientácie dentálneho implantátu, ktorý je zavedený v dolnej čeľusti pod rôznym uhlom daným oklúznou rovinou. Ďalej je často zanedbávaná premenná hrúbka kortikálneho kostného tkaniva a rôzna hustota špongiózneho kostného tkaniva, ktorá zodpovedá stavu zhojenia alveolárneho výbežku po vypadnutí zubov.

Vytvorenie výpočtových modelov celej dolnej čeľuste s implantátom, ktorý zahrňuje vyššie uvedené, vykonanie deformačne-napätovej analýzy a posúdenie vplyvu umiestnenia a orientácie implantátu na tieto stavy predstavuje problém. Jeho riešenie vyžaduje riešenie ďalších čiastkových problémov, ktoré sa mimo iné týkajú spracovania obrazových dát z počítačovej tomografie za účelom tvorby modelu geometrie celej dolnej čeľuste a tiež tvorby modelu materiálu rešpektujúceho hustotu kostného tkaniva zisteného pomocou CT snímok.

1.1 Formulácia problému

Vplyv orientácie a umiestnenia dentálneho implantátu na deformačne-napätové stavy v dolnej čeľusti.

1.2 Ciele práce

Vykonanie rešerše súvisiacej s riešenou problematikou.

Vytvorenie modelu geometrie dolnej čeľuste na základe dodaných CT dát.

Vytvorenie geometrie dentálneho implantátu Brånemark.

Vytvorenie modelu materiálu kostného tkaniva s rešpektovaním jeho hustoty na základe CT dát.

Vytvorenie výpočtového modelu dolnej čeľuste s implantátom v rôznych konfiguráciách

Vykonanie deformačnej a napäťovej analýzy.

2. Anatomia súvisiaca s riešenou problematikou

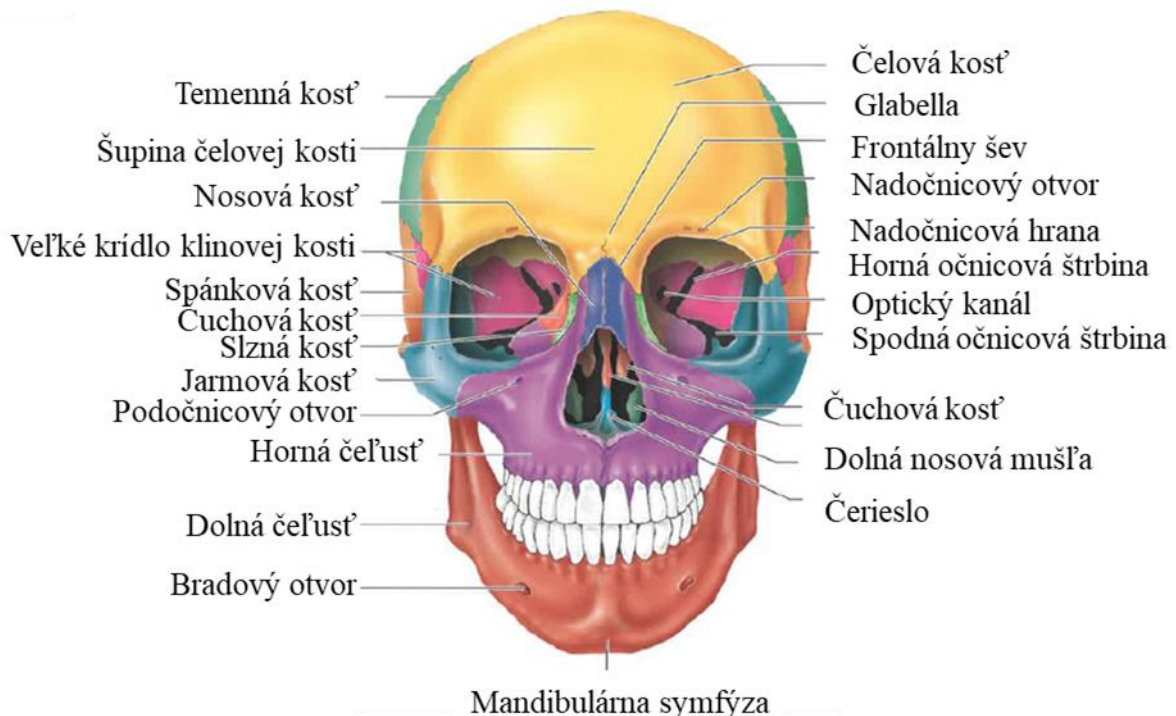
Ľudská kostra je zložená z kostí, chrupaviek, kĺbov a väzov. Na ľudskom tele je pomenovaných dvestošesť kostí, pričom rozlišujeme osovú kostru a kostru končatín. Kostra končatín sa ďalej delí na kostru dolných končatín a kostru horných končatín. Osová kostra sa rozdeľuje na lebku, chrbticu a hrudník [7].

Lebka je tvorená kosťami hlavy a tvárovými kosťami (Obr.1). Kosti hlavy (lat. *cranium*) slúžia na ochranu mozgu a sú miestom úponu niektorých svalov hlavy a krku [7].

Mozgová časť lebky je tvorená čelovou kosťou (lat. *os frontale*), dvomi spánkovými kosťami (lat. *os temporalia*), záhlavnou kosťou (lat. *os occipitale*), čuchovou kosťou (lat. *os ethmoides*), klinovou kosťou (lat. *os sphenoides*) a dvomi temennými kosťami (lat. *os parietalia*) [8].

Lebečné kosti sú zväčša spojené pomocou nepohyblivých kĺbov, ktoré sa nazývajú švy alebo sutúry [7]. V mieste spojenia temenných kostí a čelnej kosti je to šev vencovitý (lat. *sutura coronalis*), v mieste spojenia temenných kostí so spánkovými kosťami je to šev šupinový (lat. *sutura squamosa*). Šípový šev (lat. *sutura sagittalis*) je miesto spojenia temenných kostí v strednej rovine a šev lambdovitý (lat. *sutura lambdaidea*) sa nachádza v mieste spojenia temenných kostí so záhlavnou kosťou. V dospelosti švy, ktorými sú spojené temenné kosti so susednými kosťami zanikajú.

Tvárová časť lebky je tvorená dvomi jarmovými kosťami (lat. *os zygomatica*), dvomi nosnými kosťami (lat. *os nasalia*), dvomi slznými kosťami (lat. *ossa lacrimalia*), dvomi podnebnými kosťami (lat. *ossa palatina*), hornou čeľusťou (lat. *maxilla*), dolnou čeľusťou (lat. *mandibula*) a jazykom (lat. *hyoides*) [8].



Obr.1 Anatomia lebky [7]

Spojenie dolnej čeľuste a lebky je pomocou kĺbnej hlavice a kĺbnej jamky, ktorá je súčasťou spánkovej kosti [9]. Jamka a hlavica sú oddelené kĺbovým diskom. Celé spojenie je obalené v kĺbovom puzdre. Toto spojenie sa nazýva temporomandibulárny kĺb.

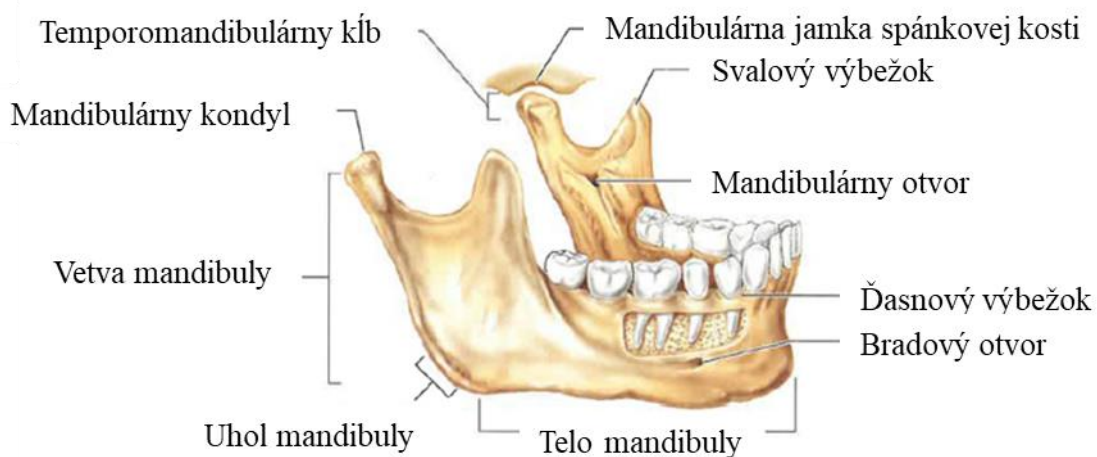
Dolná čeľusť (lat. *mandibula*) je najsilnejšia a najväčšia kosť tváre (Obr.2) [7]. Je tvorená telom dolnej čeľuste (lat. *corpus mandibulae*) a dvoma ramenami (lat. *ramus mandibulae*). Uhol medzi ramenom dolnej čeľuste a telom dolnej čeľuste sa nazýva mandibulárny uhol (lat. *angulus mandibulae*).

Veľkosť mandibulárneho uhlu je primárne závislá na počte zubov [10; 11; 12; 13]. Pri strate zubov je dolná čeľusť menej zaťažovaná a dochádza k atrofii, kedy sa množstvo kostného tkaniva znižuje [14]. Vplyvom atrofie dochádza k nárastu mandibulárneho uhlu [15].

Rozdiel medzi ženskou a mužskou čeľusťou je v zahnutí zadnej hranice vetvy dolnej čeľuste. U žien je zadná hranica vetvy priama, zatiaľ čo u mužov je možné identifikovať výrazné zakrivenie [16].

Na kraji ramena sa nachádzajú dva výbežky. Predný (svalový) výbežok je plochý a upína sa naň žuvací sval [7]. Zadný (kĺbový) výbežok, ktorý sa spája so spánkovou kosťou a tvoria temporomandibulárny kĺb.

Hornú hranicu tela mandibuly predstavuje ďasnový výbežok (lat. *procesus alveolaris*) [7]. V tomto výbežku sa nachádzajú zubné lôžka (lat. *alveoly*).

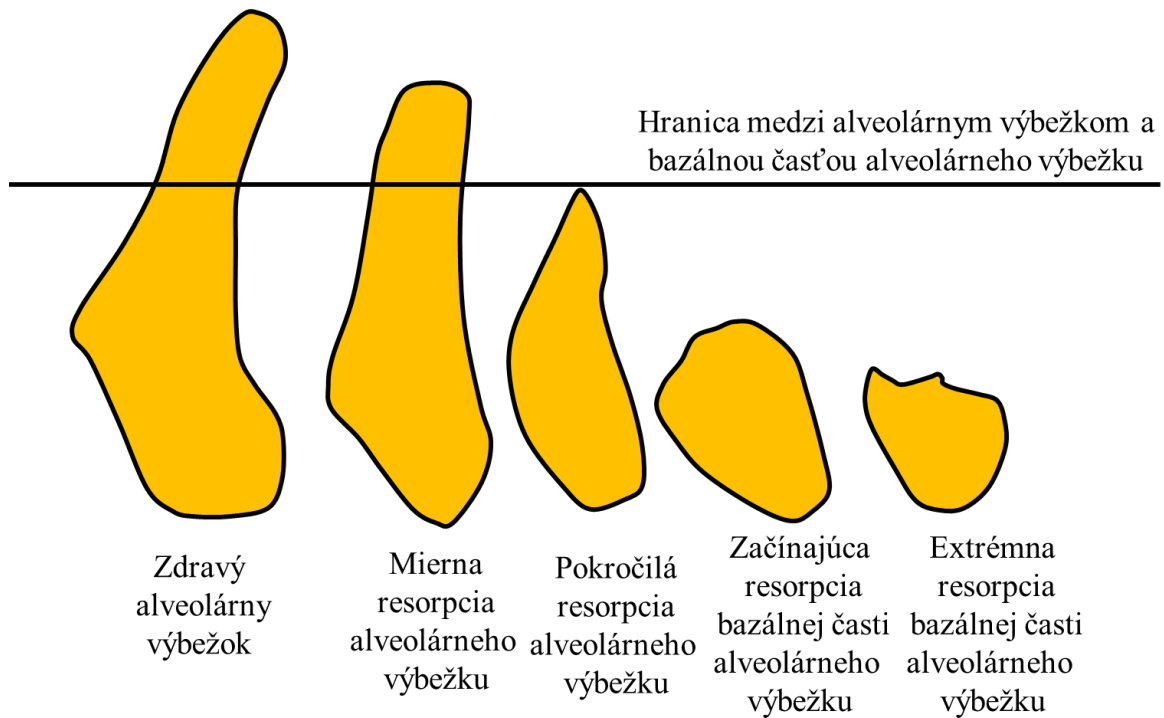


Obr.2 Anatómia dolnej čeľuste [7]

2.1 Kostné tkanivo

Dolná čeľusť je tvorená tvrdým kortikálnym kostným tkanivom na povrchu a kompaktným kostným tkanivom vo vnútri. Kostné tkanivo prechádza prestavbou celý život. Tento proces sa nazýva remodelácia kosti. Remodelácia zahŕňa odstránenie kostného tkaniva (resorpcia kosti), ktorú vykonávajú osteoklasty [17]. Následne tvorba kostného tkaniva, ktorú vykonávajú osteoblasty. So stratou zubov nedochádza k vnútornému zaťažovaniu kostného tkaniva pri prijímaní potravy, tak ako je to vo fyziologickom stave so zubmi a prevláda proces resorpcie nad procesom vytvárania nového kostného tkaniva a dochádza tak k úbytku kostnej hmoty (Wolffov

zákon) [18; 19]. Najčastejšie sa na hodnotenie kvality a tvaru kosti využíva kritérium od autorov Lekholma a Zarba [20]. Autori posudzujú kostné tkanivo v alveolárnom výbežku, keďže práve tam dochádza k najväčším zmenám (Obr.3).

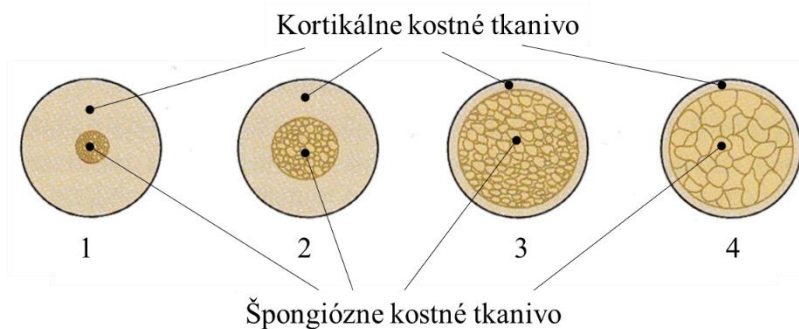


Obr.3 Hodnotenie resorpcie kostného tkaniva v alveolárnom výbežku podľa Lekholma a Zarba [20]

Dôležitú úlohu v dentálnej implantológii zohráva hustota špongiózneho kostného tkaniva. Z dlhodobého hľadiska je nutné, aby bola kvalita kostného tkaniva v okolí dentálneho implantátu čo najlepšia. V prípade pacientov s horšou kvalitou kostného tkaniva v okolí dentálneho implantátu je vyššia pravdepodobnosť zlyhania implantátu [21; 22; 23].

Klasifikácia kostného tkaniva dolnej čeľuste podľa Mischa D1-D4 (vid' Obr.4) [24]:

1. Homogénna kortikálna kosť s malou hustotou špongiózneho kostného tkaniva
2. Hrubá vrstva kortikálnej kosti obklopujúca špongiózne kostné tkanivo
3. Tenká vrstva kortikálnej kosti obklopujúca špongiózne kostné tkanivo
4. Tenká vrstva kortikálnej kosti obklopujúca špongiózne kostné tkanivo (špongiózne kostné tkanivo je riedke, tzn. veľké medzery medzi trámami)



Obr.4 Klasifikácia hustoty kostného tkaniva [24]

2.2 Vývojové štádiá chrupu

Chrup je označenie pre súbor všetkých zubov jedinca [25]. Zubný oblúk je tvorený zubami dolnej a hornej čeľuste, pričom zubný oblúk dolnej čeľuste má tvar paraboly. K oklúzii dochádza pri kontakte zubov hornej a dolnej čeľuste.

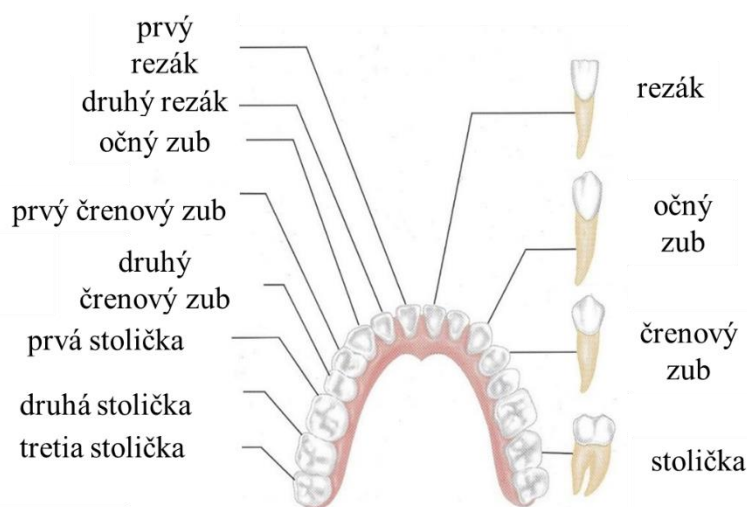
Podľa tvaru a polohy zubov v zubnom oblúku rozoznávame [25]:

- frontálny úsek chrupu – tvoria ho rezáky a očné zuby
- laterálny (distálny) úsek chrupu – tvoria ho stoličky a črenové zuby

V priebehu života má človek dve generácie zubov. Do 21. roku života sa jedná o dočasný chrup, ktorý je nahradený stálym chrupom. Chrup človeka je heterodontný, čo znamená, že jednotlivé zuby ľudského chrupu sú tvarovo odlišné [26]. Rozdielny tvar zubov, ako aj rozloženie zubov stáleho chrupu je zobrazené na Obr.5. Rezáky majú tvar dlátka a sú prispôsobené na oddeľovanie kúskov potravy [7]. Očné zuby majú kužeľovitý tvar a slúžia k trhaniu potravy. Črenové zuby a stoličky sú prispôsobené na rozomielanie potravy.

Dočasný chrup sa skladá z dvadsiatich zubov. V mliečnom (dočasnom) chrupe sa v dolnej čeľusti nachádzajú tri druhy zubov a to, štyri dočasné rezáky, dva dočasné očné zuby a štyri dočasné stoličky [25]. Dočasný chrup nemá žiadne črenové zuby.

Stály chrup má spolu tridsaťdva zubov. Pričom dolná čeľusť obsahuje štyri druhy zubov: štyri rezáky, dva očné zuby, šesť stoličiek a štyri črenové zuby [25].



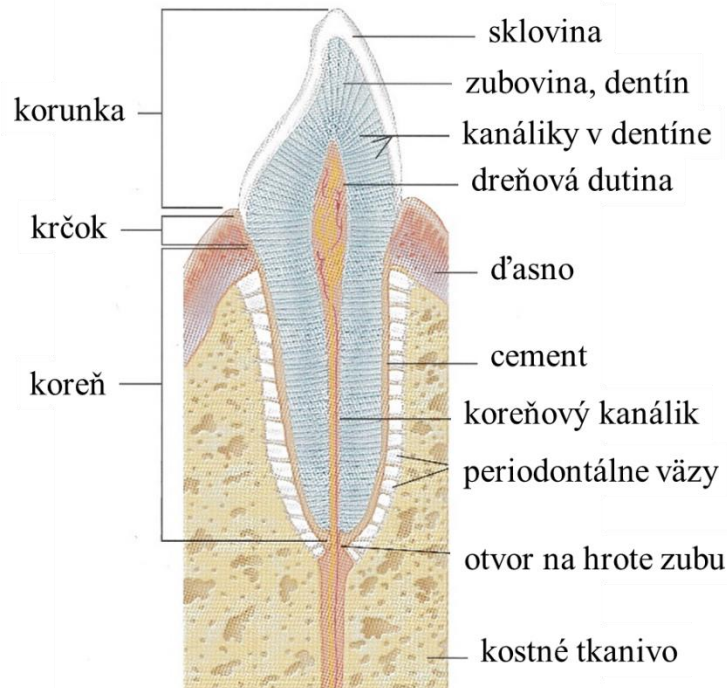
Obr.5 Stály chrup [7]

2.3 Zloženie zubov

Zuby človeka sa skladajú z troch častí (viď Obr.6). A to z koreňa (lat. *radix*), krčku (lat. *collum*) a korunky (lat. *corona*) [26]. Korunka je časť zubu, ktorá vyčnieva zo zubného lôžka a je pokrytá sklovinou. Sklovina je veľmi odolná a pri poškodzovaní nemá schopnosť regenerácie. Hrúbka vrstvy skloviny sa pohybuje od 1 do 3 milimetrov. Dentín alebo zubovina tvoria väčšinu hmoty zubu. Vo vnútri zubu je dreňová dutina, v ktorej je zubná dreň. Dreň privádza živiny do tvrdých tkanív zubov. Množstvo zubnej drene sa v priebehu dospievania znižuje a zubná dreň je nahradzovaná dentínom (zubovinou).

Miesto spojenia korunkovej a koreňovej časti zubu sa nazýva krčok zubu [7]. Krčok zubu je miesto, kde sa stretáva sklovina, zubovina aj cement. Ďasno sa upína na zub v okolí krčku.

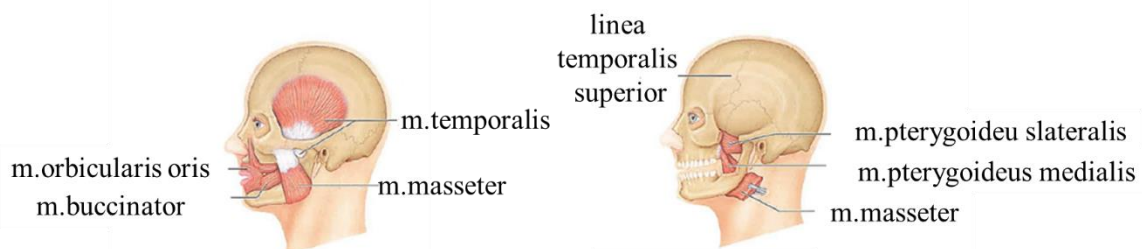
V alveolárnom výbežku čeluste, v zubnom lôžku, sa nachádza koreň zubu [25]. Vonkajší povrch koreňa zubu je krytý cementom a koreň je zakončený hrotom. Otvor pre nervové zakončenie a cievne zásobenie je v hrote koreňa zubu.



Obr.6 Zloženie zubu [7]

2.4 Svalstvo dolnej čeľuste

Pri procese žuvania sa dominante uplatňujú štyri párové žuvacie svaly: *m. masseter* (vonkajší žuvací sval), *m. temporalis* (spánkový sval), *m. pterygoideus medialis* (vnútorný krídlový sval), *m. pterygoideus lateralis* (vonkajší krídlový sval) (Obr.7) [7]. Vonkajší žuvací sval je silný sval, ktorý primárne slúži na zatváranie čeľuste. Sval sa upína na *angulus a ramus mandibulae* [8]. Spánkový sval udržuje pozíciu dolnej čeľuste v kľude, zatvára čeľusť, zdvíha ju a zaťahuje. Sval sa upína na svalovom výbežku na dolnej čeľusti. Oba krídlové svaly sú zapájané pri rozomieľaní potravy (pohyb zo strany na stranu). Vnútorný krídlový sval sa upína na mediálnom povrchu mandibuly blízko uhla mandibuly. Vonkajší krídlový sval sa upína na kĺbne hrbole mandibuly a púzdro temporomandibulárneho kĺbu.



Obr.7 Žuvacie svalstvo [7]

Z hľadiska riešenia biomechanických problémov je dôležité poznať silové pôsobenie na dolnú čeľusť. Autori Kober a Edrmann [27; 28] uvažujú na pracujúcej aj balančnej strane tri svaly, ako aj autori Szucs, Bujtar, Sándor, Barabás [29], ktorý uvažujú taktiež len tri svaly, ale nerozlišujú medzi pracujúcou a balančnou stranou. Za najviac používanú a najviac citovanú literatúru v oblasti silového pôsobenia na dolnú čeľusť sa považuje práca Koriototh a Hannam [30]. V práci uvažujú sedem žuvacích svalov na pracujúcej strane a sedem žuvacích svalov na strane balančnej. Pracujúca časť je tá, na ktorej prebieha proces žuvania. Porovnanie veľkosti síl od žuvacích svalov od vyššie uvedených autorov je v Tab.2.1.

Tab.2.1 Veľkosť síl od žuvacích svalov [31]

		Žuvací sval		Spánkový sval			Krídlový sval vnútorný	Krídlový sval vonkajší
		[N]						
Kober a Erdmann [27], [28]	Pracujúca strana	91		81			43	0
	Balančná strana	60		68			29	0
Szucs, Bujtar, Sándor, Barabás [29]		212		224			112	-
		SM¹	DM	AT	PT	MT		
Koriototh a Hannam [30]	Pracujúca strana	137	59	115	44	63	147	20
	Balančná strana	114	49	92	29	64	105	43

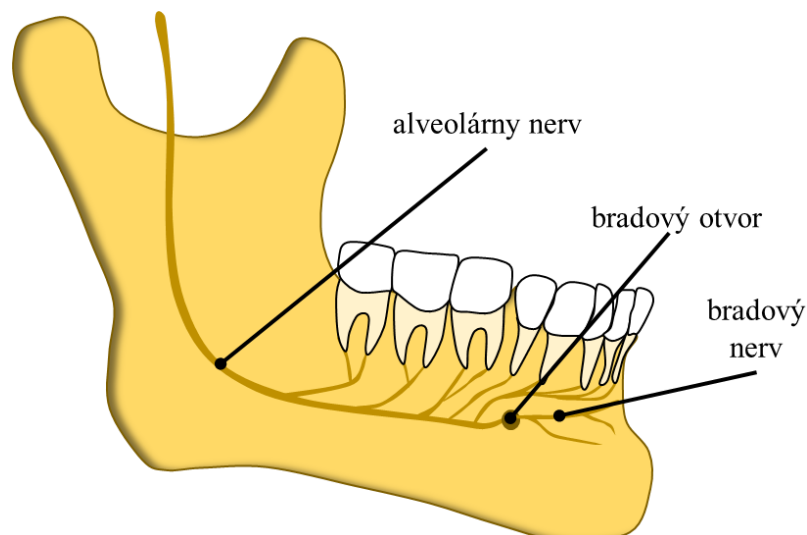
2.5 Nervy dolnej čeľuste

Trojklanný nerv (*lat. nervus trigeminus*) je prevažne senzitivný nerv zabezpečujúci inerváciu tvárovej časti hlavy [26]. Pozostáva z troch vetví, pričom tretia vetva je zodpovedná za inerváciu dolnej čeľuste. Dve vetvy majú len senzitivnú funkciu, a to vetva (*n. ophthalmicus*), ktorá inervuje kožu v oblasti čela, horných viečok a nosa, a vetva (*n. maxillaris*), ktorá inervuje kožu ucha, spánkovú oblasť a zuby v hornej čeľusti [32].

Tretia vetva (*n.mandibularis*) je ako jediná zo všetkých troch vetiev aj motorická (nie len senzitivná) [26]. Pomocou tejto vetvy sú inervované napríklad žuvacie svaly dolnej čeľuste, ale taktiež aj koža ucha, dolná pera a zuby dolnej čeľuste.

Z hľadiska zavádzania dentálnych implantátov je najdôležitejší alveolárny nerv (vid' Obr.8) [33]. Jedná sa o vetvu mandibulárneho nervu, ktorá vstupuje do dolnej čeľuste vnútorným otvorom vetvy mandibuly do mandibulárneho kanála. Inervuje zuby a ďasná a vystupuje bradovým otvorom, kde sa z nervu oddeľuje bradový nerv (*n.mentalis*), ktorý inervuje kožu brady a okolia.

¹ Všetky skratky sú uvedené v kapitole Zoznam použitých symbolov a skratiek



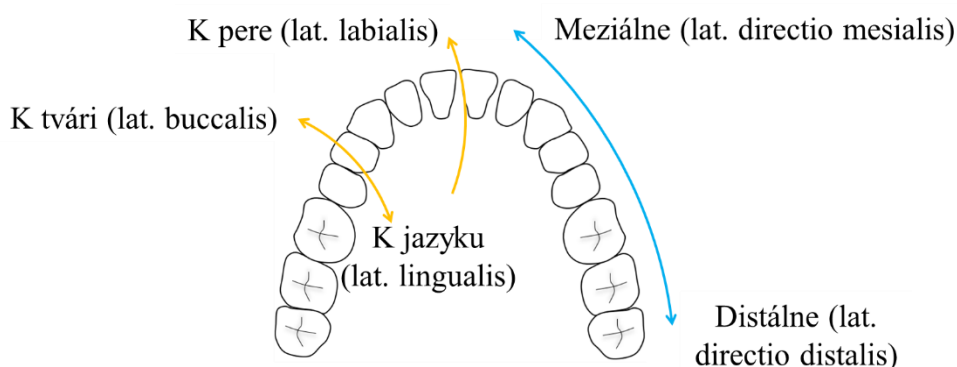
Obr.8 Nervy dolnej čeľuste, upravené z [24]

Pri zavádzaní dentálnych implantátov je veľké riziko zasiahnutia alebo poškodenia alveolárneho nervu. Poranenia alveolárneho nervu súvisiace so zavádzaním implantátu môže nastať až v 40 % prípadoch [34; 35; 36]. Z tohto dôvodu je pred zavádzaním dentálneho implantátu nutné dôkladné lekárske vyšetrenie (tvaru a výšky alveolárneho výbežku), aby sa riziko poranenia nervu minimalizovalo.

2.6 Roviny a smery dolnej čeľuste

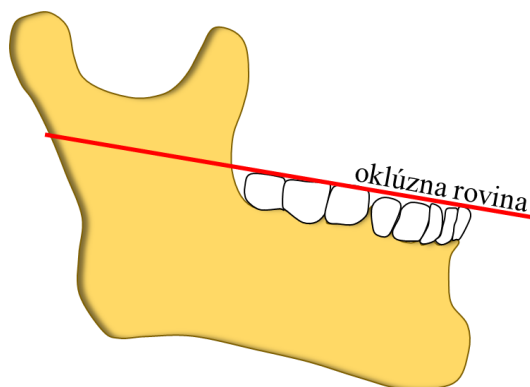
V lekárskej terminológii sa pre popis ľudského tela používajú štyri základné roviny a to mediánna (rovina deliaca telo na dve súmerne polovice), sagitálna (roviny rovnobežné so stredovou rovinou), transverzálna (rovina kolmá na pozdĺžnu os tela a deliaca telo na hornú a spodnú časť) a frontálna (čelná rovina, ktorá delí telo na prednú a zadnú časť) [8].

Pre popis dolnej čeľuste sa v odbornej literatúre používajú ďalšie špecifické smery, ktoré sú zobrazené na Obr.9 [37].



Obr.9 Významné smery na dolnej čeľusti [37]

Najvýznamnejšia rovina dolnej čeľuste z hľadiska riešenia deformačne-napěťových stavov so zavedeným implantátom je oklúzna rovina. Oklúzna rovina (viď Obr.10) je určená aproximálnym bodom kontaktu oboch dolných stredných rezákov a hrotmi distobukálnych hrbolcov dolných druhých molárov [38].



Obr.10 Oklúzna rovina [38]

Pri zavádzaní dentálneho implantátu, protézy, prípadne inej zubnej náhrady je nutné rešpektovanie oklúznej roviny, pretože práve tá, má zásadný vplyv na estetický výsledok [39]. Poloha oklúznej roviny u bezzubého pacienta so zubnými náhradami by mala byť čo najbližšie pôvodnej oklúznej roviny. Vhodná poloha oklúznej roviny zabezpečuje správnu funkciu svalov jazyka a tváre, čím sa zvyšuje stabilita zubnej náhrady. V prípade bezzubej čeľuste sa poloha oklúznej roviny môže v prednej a zadnej oblasti dolnej čeľuste značne líšiť.

Medzi najčastejšie orientačné body, pomocou ktorých je určená oklúzna rovina patria retromolárny trojuholník, bočná hranica jazyka, spojenie pier alebo drážka tvárového svalu [39].

Autor Piermatti [40] uviedol, že oklúzna rovina by mala končiť na hornej úrovni retromolárneho trojuholníka, zatiaľ čo Rahn a Heartwell [41] uviedli, že zadná výška by nemala prekročiť polovicu výšky retromolárneho trojuholníka. Táto trojuholníková oblasť je ale oblasť mäkkého tkaniva a v niektorých prípadoch nie je možné určiť jej začiatok a koniec, a preto nie je možné zaručiť vhodné určenie oklúznej roviny len pomocou retromolárneho trojuholníka.

V prípade určovania oklúznej roviny pomocou bočnej hranice jazyka autori Yasaki [42], Nagle a Sears [43] navrhli orientovať oklúznu rovinu na rovnakú úroveň ako bočná hrana jazyka. Jazyk je ale pohyblivý orgán v ústnej dutine, a preto určovanie oklúznej roviny len podľa neho nie je vhodné. Po extrakcii všetkých zubov sa jazyk stáva hypertrofovaným, čo vedie k zmene anatómie laterálneho okraja jazyka, čo môže spôsobiť chybné určenie oklúznej roviny.

Niekoľko štúdií sa zaoberalo aj určením oklúznej roviny pomocou línie spojenia pier [44; 45]. Výsledkom štúdií bolo, že oklúzna rovina bola posunutá v smere nahor alebo nadol v rozmedzí od 1 do 3 milimetrov. Použitie tohto orientačného bodu sa ukázalo ako jedna z najmenej spoľahlivých metód, pretože vekom môže dochádzať k poklesu línie pier.

Orientácia oklúznej roviny pomocou drážky tvárového svalu sa ukázala ako vhodná len v prípade pacientov s dobrým svalovým tonusom [45; 46].

V prípade voľby vhodných bodov pre určenie oklúznej roviny sa práce od rôznych autorov líšia. Ako efektívnejšie a najpoužívanejšie riešenie sa uvádza kombinácia viacerých metód určovania oklúznej roviny spojená s priamou korekciou v ústnej dutine pacienta [39].

3. Dentálna implantológia a klasifikácia dentálnych implantátov

Z hľadiska vývoja používaných materiálov, povrchových úprav alebo návrhu nových tvarov implantátov bolo významné práve obdobie posledných 60 rokov. Z nich sa však iba málokto využívali dlhobojšie [47]. V súčasnosti sú najviac používané implantáty z titánových zliatin s dominantným zastúpením vnútrokostných skrutkových implantátov.

3.1 Klasifikácia dentálnych implantátov

Stomatológ sa pri výbere dentálneho implantátu musí zaoberať každým pacientom individuálne. Pri výbere vhodného dentálneho implantátu je nutné brať do úvahy viacero faktorov (stav kostného tkaniva, vek, miesto implantovania,...).

3.1.1 Klasifikácia podľa vzťahu k ústnej dutine

Podľa vzťahu k ústnej dutine sú implantáty klasifikované nasledovne [48]:

- Uzavreté implantáty

Sú úplne izolované od ústnej dutiny, jedná sa o magnetické telieska implantované pod sliznicu alveolárneho výbežku.

- Polouzavreté implantáty

Nazývajú sa taktiež transdentálne a sú zavedené do kosti cez koreňový kanálik.

- Otvorené implantáty

V tejto skupine sú zahrnuté všetky typy implantátov, okrem vyššie zmienených. Otvorené implantáty sa nazývajú aj vnútrokostné a sú zavedené do kosti (enoseálne), prípadne na povrch kosti (subperiostálne).

3.1.2 Klasifikácia podľa dizajnu

Podľa dizajnu je možné implantáty rozdeliť do štyroch kategórií [48]:

- Intramukózne

Vkladajú sa do priehlbín v sliznici a napomáhajú tak retencii celkových náhrad [26].

- Subperiostálne

Ide o titánovú konštrukciu uloženú medzi mukoperiostom a kosťou. Z konštrukcie vybiehajú do dutiny piliere, ktoré slúžia k uchyteniu fixného mostíku [26].

- Transdentálne

Titánové čapy, ktoré prechádzajú koreňovým kanálikom zubu do príľahlej kosti alveolu aj čeľuste a pomáhajú zvýšiť stabilitu zubu [26].

- Vnútrokostné

Implantát zavedený priamo do kosti alveolu a tela čeľuste. Nahrádzajú jeden prípadne viacero zubov [49]. Patria medzi najčastejšie používané implantáty v modernej dentálnej stomatológii.

3.1.3 Klasifikácia vnútrokostných dentálnych implantátov podľa tvaru

Vnútrokostné implantáty sú v modernej dentálnej implantológii najčastejšie používané. Z hľadiska tvaru ich môžeme rozdeliť do troch kategórií a to valcové, medzi ktoré sa radia tiež skrutkové implantáty, ktoré patria medzi najčastejšie využívané, žiletkové a diskové, ktoré sa používajú len veľmi zriedkavo, v prípade pacientov s nízkou hustotou kostného tkaniva [48].

- Valcové, skrutkové

Prvýkrát bol titánový skrutkový implantát zavedený v roku 1965 (Brånemark) [48]. Implantát sa skladá z dvoch častí a to vnútrokostná časť (fixtúra) a intraorálna časť (abutment), ku ktorému sa fixuje supraštruktúra (viď Obr.11). Valcové implantáty majú väčšinou vonkajší závit, preto sú tieto implantáty označované tiež ako skrutkové implantáty. Najznámejšie skrutkové implantáty sú implantáty Brånemark System. Medzi českých výrobcov skrutkových implantátov sa radí firma Lasak. Implantáty oboch firiem sú na Obr.11.

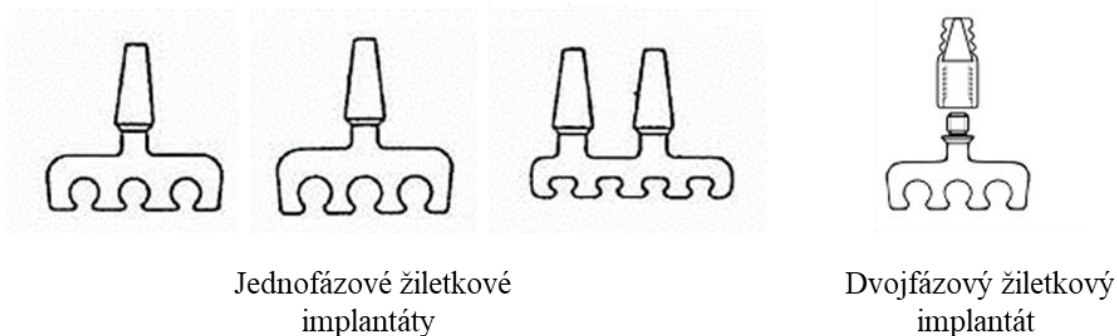


Obr.11 Implantáty Brånemark Systém [50] a Lasak [51].

- Žiletkové

Jedná sa o vnútrokostné implantáty používané od roku 1967 (Linkow) [48]. Telo žiletkového implantátu je zanorené do kosti, krčok preniká alveolárnou sliznicou a na pilier je pripevnená suprakonstruktúra. Vhojovanie prebieha taktiež oseointegráciou. Neskôr sa používali tiež žiletkové implantáty, ktorých implantácia prebiehala v dvoch fázach. V prvej fáze sa implantovalo telo žiletkového implantátu, ktoré sa nechalo vhojiť a v druhej fáze sa priskrutkoval pilier a žiletkový implantát sa zaťažil. V súčasnosti sa žiletkové implantáty používajú zriedka. Medzi firmy, ktoré ponúkajú tieto implantáty sa zaraďuje aj slovenská firma MARTIKAN.

Príklady jednofázových žiletkových implantátov a dvojfázového žiletkového implantátu sú zobrazené na Obr.12.



Obr.12 Žiletkové dentálne implantáty firmy MARTIKAN [52]

- Diskové

Implantáty sa skladajú z diskov (jedného alebo viacerých) a z pilierovej časti [53]. Implantáty sú využívané zriedkavo a to napríklad v prípade, že dochádza k úbytku kostnej hmoty (resorpcia alveolárneho výbežku) a nie je možné použiť skrutkový implantát. Tieto implantáty sa nazývajú aj bazálne oseointegrované. Obvodová časť disku je oseointegrovaná v kortikálnom kostnom tkanive a vnútorná časť implantátu je oseointegrovaná v špongióznom kostnom tkanive.

3.1.4 Klasifikácia biomateriálov

- Biotolerantné

Pre biotolerantné materiály je všeobecne charakteristické, že sú tkanivom tolerované, t.j. že pri hojení dochádza k fibrointegrácii [48]. Pre ňu je typický vznik rôzne silnej väzivovej vrstvy medzi kosťou a implantátom. Tento typ integrácie je z dlhodobého hľadiska nevýhodný, pretože môže dôjsť k uvoľneniu implantátu. Z kovových materiálov sa jedná hlavne o zlato, nehrdzavejúcu oceľ a z polymérov napríklad polyamid [54].

- Bioaktívne

Ide o biologicky aktívne materiály, u ktorých dochádza k spojeniu medzi implantátom a kosťou vplyvom chemických a fyzikálnych vlastností, ktoré sa nazývajú biointegrácia [48]. Medzi bioaktívne materiály sa radí hydroxyapatit, hydroxyapatitová keramika alebo aj bioaktívna sklokeramika [54].

- Bioinertné

Bioinertné materiály sú pre tkanivo biologicky akceptovateľné ale neaktívne [48]. V prípade výberu vhodného tvaru a úpravy povrchu implantátu dochádza k oseointegrácii (bez vzniku spojovacej väzivovej vrstvy na rozhraní kosť- implantát). K bioinertným materiálom sa zaraďujú hlavne kovové materiály a to hlavne titánové zliatiny prípadne komerčne čistý titán [54].

3.2 Materiál implantátov

Medzi najčastejšie používaný materiál patrí titán a titánové zliatiny. V niektorých prípadoch sú však použité aj nekovové materiály a to napríklad keramika, sklovitý uhlík, bioaktívne sklo, prípadne materiál kombinovaný, kedy jadro je vyrobené z titánovej zliatiny a na povrchu je povlak z biokeramiky [32].

- Kovy a zliatiny

Ide o skupinu najčastejšie používaných materiálov na výrobu dentálnych implantátov [24]. Medzi najpoužívanejšie patrí titán a jeho zliatiny. Podľa americkej spoločnosti pre testovanie a materiály existuje šesť rôznych typov titánu, ako materiálu pre dentálne implantáty [55]. Štyri triedy komerčne čistého titánu (CpTi) a dve zliatiny titánu (Ti-6Al-4V a Ti-6Al-4V-ELI). Medzi ďalšie používané zliatiny v dentálnej implantológii sa zaraďujú kobalt-chróm-molybdénové zliatiny alebo železo-chróm-niklové.

- Keramika

Keramika sa v dentálnej implantológii začala používať vo forme povlakov na enoseálne implantáty kvôli zlepšeniu schopnosti oseointegrácie [49]. Jednalo sa hlavne o hydroxyapatit, fluorapatit, biosklo a pod. Neskôr sa začala keramika, hlavne ytriom stabilizovaný zirkón [56], používať na výrobu celých dentálnych implantátov, nie len ich povlak. Výhodou je pevnosť a fyzikálne vlastnosti ako napríklad minimálna tepelná a elektrická vodivosť [54]. Nevýhodou, na rozdiel od titánových implantátov, je problém s výrobnými nedostatkami. V prípade výroby keramického implantátu s vadou môže dôjsť až k zlomeniu implantátu [57].

- Polyméry

V minulosti boli pokusy o používanie polymérnych materiálov na výrobu dentálnych implantátov [54]. Jednalo sa napríklad o polyuretán, polyamidové vlákna, atď.. Bola snaha o napodobnenie reálneho zubu a jeho mikroposuvov pomocou polymérnych materiálov. Avšak nie veľmi priaznivé mechanické vlastnosti a nepriaznivé imunologické reakcie spôsobili, že tieto materiály sa používajú len na výrobu niektorých častí implantátov (hlavne abutmentov) a v špeciálnych prípadoch na povrchové úpravy.

3.3 Povrchová úprava titánových implantátov

V snahe o zlepšenie povrchu pre dosiahnutie lepšej kvality, väčšej spoľahlivosti a rýchlejšej oseointegrácie sú implantáty povrchovo upravované [48]. Prvé implantáty boli vyrábané z titánu s hladkým obrobeným povrchom, bez žiadnych povrchových úprav. V prípade tohto implantátu závisí kvalita oseointegrácie na podmienkach implantácie. Vzhľadom k zvýšenému dopytu po dentálnych implantátoch bola snaha o zvýšenie úspešnosti a skrátenie doby hojenia implantátov.

Vlastnosť povrchu, ktorá ovplyvňuje hojenie implantátu v kostnom tkanive je hlavne drsnosť povrchu (zlepšená oseointegrácia pri zdrsnení povrchu) [58].

Medzi základné povrchové úpravy patria podľa [48; 58]:

a) Odoberanie materiálu z povrchu implantátu

Jedná sa napríklad o pieskovanie. Pieskovanie je menej náročná metóda povrchovej úpravy (zdrsnenie povrchu), ktorá zlepšuje vhojovanie implantátu (v prípade drsných alebo texturovaných povrchov implantátov).

Ďalšia možnosť povrchovej úpravy s odoberaním materiálu je chemická úprava povrchu. V praxi sa uplatňuje hlavne chemické leptanie a alkalické upravovanie povrchu.

Pri chemickom leptaní dochádza k zmene mikroskopickej štruktúry. Dochádza k zdrsneniu povrchu pomocou leptania (využíva sa hlavne kyselina chlorovodíková prípadne kyselina sírová pri zvýšených teplotách). Chemické leptanie môže byť vykonané na hladkom obrobenom implantáte, prípadne ako ďalší krok po makroskopickom zdrsnení.

Pri alkalickom chemickom upravovaní materiálu dochádza k vytvoreniu mikro až nanoporozity, pričom je iniciovaná tvorba apatitu (ktorý je pri tejto úprave pridávaný), hlavnej anorganickej zložky kosti.

b) Pridávanie materiálu na povrch implantátu

K úpravám, kedy sa materiál na povrch pridáva, sa radí povlakovanie. Môže sa jednať o plazmové sprejovanie prípadne povlakovanie hydroxyapatitom. Pri plazmovom sprejovaní ide o nanášanie viacerých vrstiev prášku na povrch implantátu (najčastejšie titánového).

Povlakovanie hydroxyapatitom je často využívané v dentálnej implantológii a v prípade titánových implantátov ide o snahu vytvoriť bioaktívny povrch. Táto povrchová úprava je využívaná v prípade nekvalitného kostného tkaniva, v ostatných prípadoch je častejšie používaná chemická bioaktivácia titánu

3.4 Zavádzanie implantátov

Dentálne implantáty sa zavádzajú pod lokálnou alebo celkovou anestéziou. Nutné je vytvorenie röntgenu prípadne CT snímok, aby lekár zabezpečil správne zavedenie implantátu v kosti, t.j. zmeral dostatočný priestor v čeľusti, hustotu špongiózneho kostného tkaniva a hrúbku kortikálneho kostného tkaniva [59]. Nutné je tiež zohľadniť dostatočnú vzdialenosť od nervu (viď kapitola 2.5). Postupne je použitím vrtačiek so zväčšujúcim sa priemerom vytvorený otvor pre implantát. Pričom existujú dva spôsoby zavedenia dentálneho implantátu:

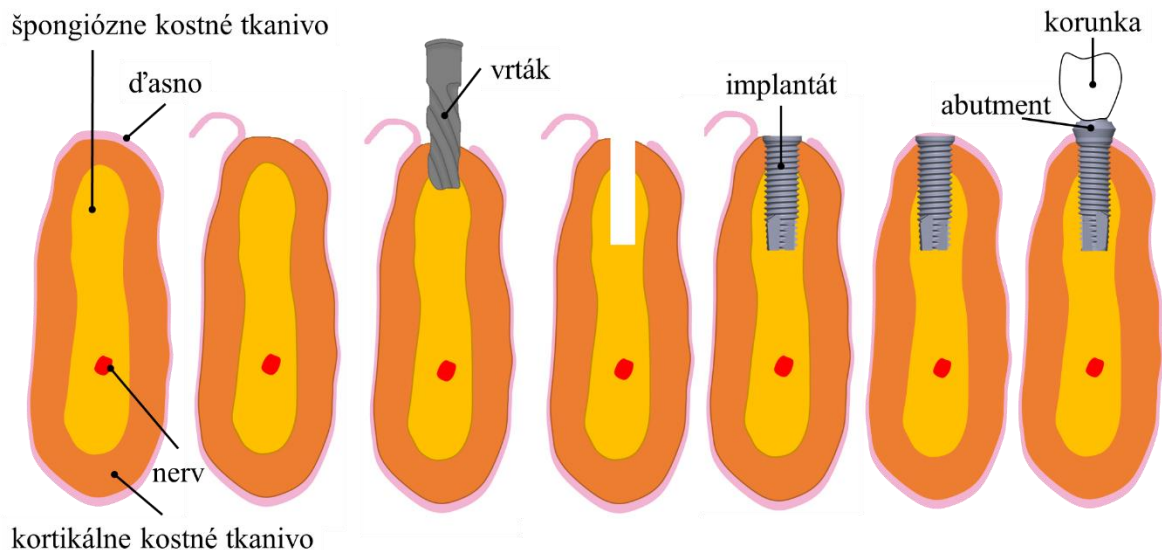
1. Zaťaženie implantátu okamžite

Implantát je priamo po vložení do dolnej čeľuste zaťažovaný [60]. Pre tento typ zavádzania implantátov je nutná dobrá kvalita kostného tkaniva, aby bola zaistená primárna stabilita implantátu.

2. Zhojenie kosti a následne zaťaženie

Preparácia kosti je z hľadiska oseointegrácie veľmi dôležitá [38]. Po obnažení alveolárneho výbežku má povrch kosti nepravidelný tvar, a preto je nutné povrch zahľadiť frézou guľovitého tvaru. V ďalšej fáze implantácie je nutné vytvoriť otvor v kosti. Pričom otvor musí byť vytvorený

tak, aby nedošlo k poškodeniu okolitej kosti. V tejto fáze je do otvoru vložený implantát a nastáva obdobie vhojovacej fázy, ktoré trvá približne 3 - 4 mesiace. V druhej fáze je nutné odkryť ďasno a zaviesť vhojovací valček, ktorý ostáva v implantáte desať až štrnásť dní. Po tejto dobe je nahradený spojovacou časťou implantátu (abutmentom), na ktorú je nasadená korunka [32]. Postup dvojdobej implantácie je zobrazený na Obr.13.



Obr.13 Ilustratívny postup zavedenia implantátu (vytvorené podľa [61])

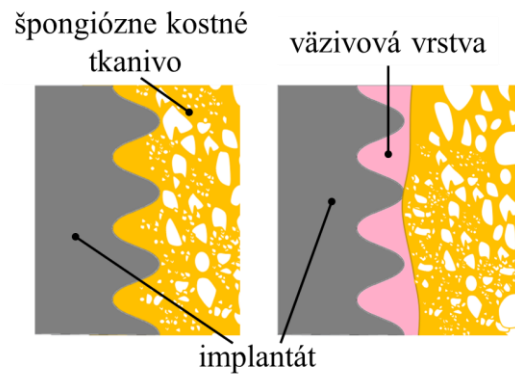
3.5 Oseointegrácia a fibrointegrácia

Autori Albrektsson, Brånemark a kol. [62] popísali na základe svojich niekoľkoročných pozorovaní, že v prípade oseointegrácie sa jedná o priame štrukturálne a funkčné spojenie medzi živou kosťou a implantátom, ktorý prenáša zaťaženie. Jedná sa o proces, kedy pri hojení vzniká rozhranie kosť-implantát bez spojovacej väzivovej vrstvy [45].

Fibrointegrácia nastáva, keď pri hojení dochádza k vzniku väzivovej vrstvy na rozhraní kosť-implantát [49]. V prípadoch, kedy nastane fibrointegrácia je tento stav hodnotený ako zlyhanie implantátu a je nutné vykonať reimplantáciu. Rozdiel medzi oseointegráciou a fibrointegráciou je možno vidieť na Obr.14.

Úspešnosť oseointegrácie závisí na viacerých faktoroch podľa [63]:

- biokompatibilita materiálu, z ktorého je implantát vyrobený
- prevedenie implantátu, mikroskopická a makroskopická povrchová štruktúra
- kvalita kostného tkaniva
- chirurgická technika
- liečebná fáza
- mechanické zaťaženie



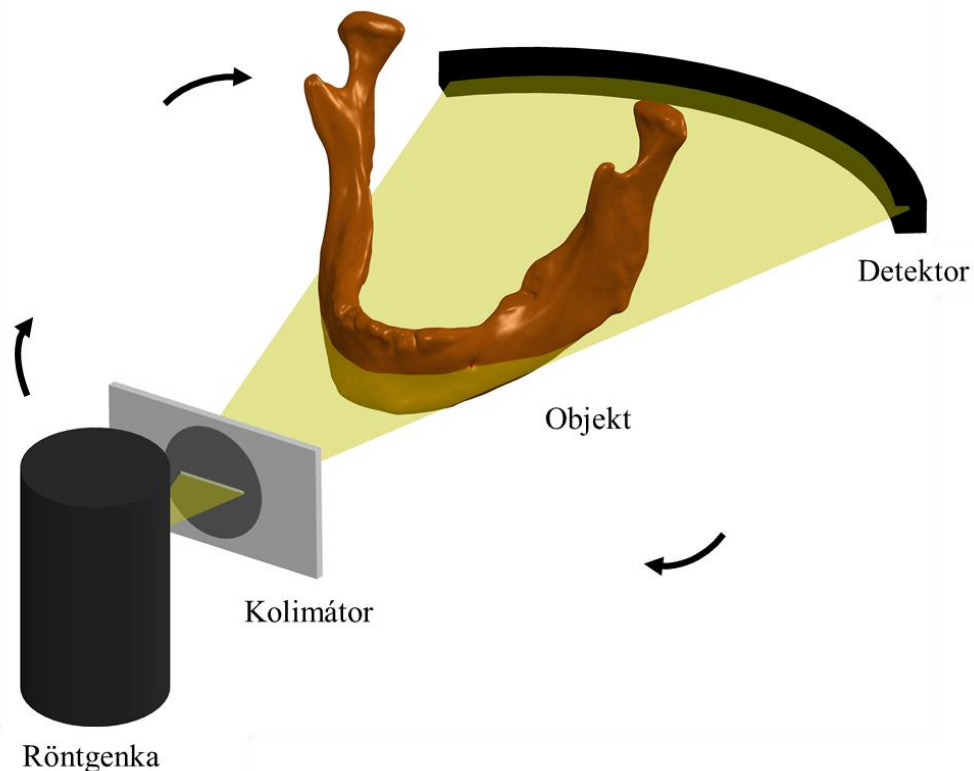
Obr.14 Rozdiel medzi oseointegráciou a fibrointegráciou

4. Využitie počítačovej tomografie (CT) pri zavádzaní dentálnych implantátov

Zavádzanie dentálnych implantátov patrí v súčasnej dobe medzi rutinné operácie. V prípade, že sa pacient rozhodne pre dentálny implantát je nutná preimplantologická diagnostika [38]. Je nutné vylúčiť možné kontraindikácie, vykonať klinické vyšetrenia mäkkých tkanív a taktiež vyšetrenia kostného tkaniva. Z hľadiska kostného tkaniva sa jedná hlavne o dostatočnú výšku a šírku alveolárneho výbežku, ale tiež o dostatočnú kvalitu kostného tkaniva.

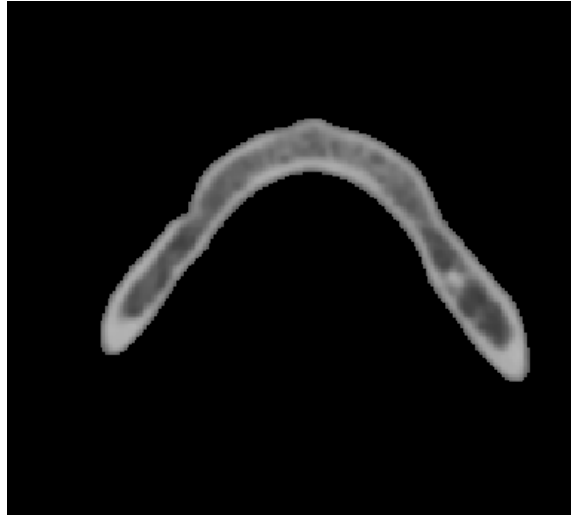
Na zhodnotenie kvality kostného tkaniva sú vykonávané röntgenologické vyšetrenia [38]. Jedná sa o celoformátový 2D ortopantomogram (OPG), z ktorého je možné vylúčiť patologické zmeny (cysty, zápaly, poškodenie parodontu,...). V minulosti prebiehalo zavádzanie dentálnych implantátov len na základe OPG snímok [64]. Neskôr sa zistilo, že tieto snímky nie sú dostatočné na to, aby sa zistilo, či je v čeľusti dostatok kostného tkaniva na zavedenie implantátu a taktiež je veľmi obtiažne určenie polohy alveolárneho nervu a ďalších dôležitých štruktúr. A teda v prípade, že lekár zhodnotí, že podľa OPG snímku je kvalita kostného tkaniva dostatočná, je nutné pacienta podrobiť CT vyšetreniu.

Pomocou CT snímok je možné upresnenie kvality kostného tkaniva, stanovenie šírky alveolárneho výbežku a tiež môžu byť tieto snímky využité na digitálnu navigáciu implantácie, ktorá je čoraz častejšie využívaná v lekárskej praxi [38]. Lekárske CT používa plošný vejárovitý lúč, ktorý rotuje okolo pacienta a pod rôznymi uhlami vyžaruje röntgenové lúče (vid' Obr.15).



Obr.15 Princíp fungovania CT, upravené z [24]

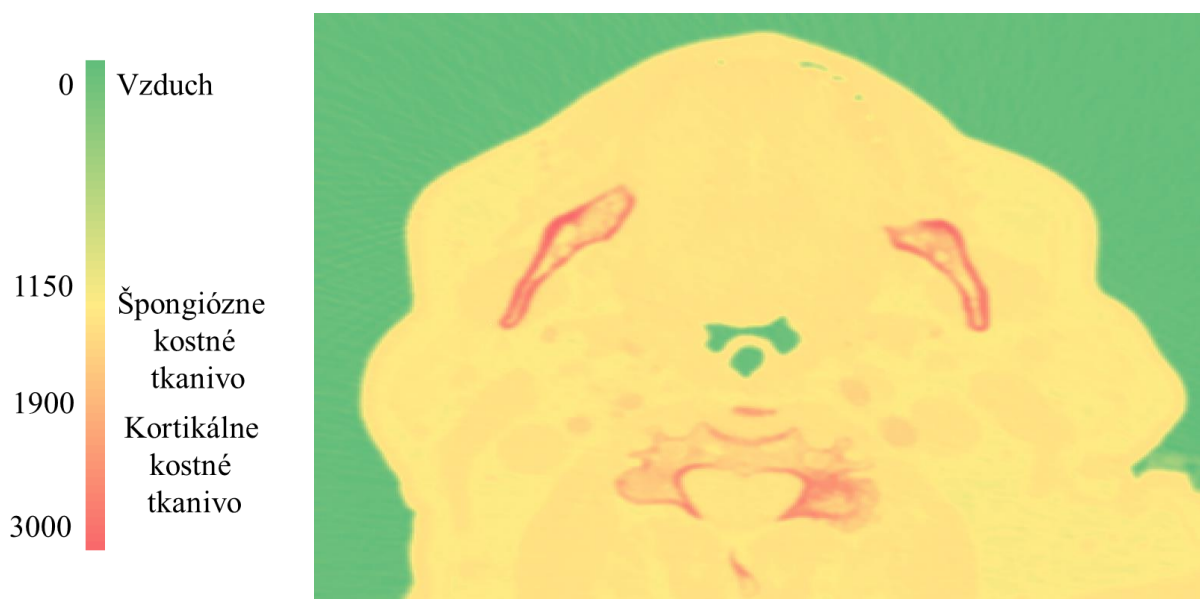
Pri prechode lúčom sú zaznamenané na detektore jeho útlmy spôsobené prechodom tkanivom. Tieto útlmy sú pomocou spätnej radonovej transformácie prevedené na 2D snímky transverzálnych rezov snímaného objektu (viď Obr.16) [65]. Každý pixel má svoju hrúbku a jedná sa teda o tzv. voxel a intenzita šedej, ktorú má, je daná množstvom útlmu lúča.



Obr.16 CT snímka dolnej čeľuste v transverzálnom reze v oblasti vyústenia alveolárneho nervu

Z hľadiska úspešného zavádzania dentálnych implantátov je nutné poznať kvalitu kostného tkaniva. Práve z CT dát je možné získať informácie o kostnom tkanive a to pomocou CT čísel. Jedná sa o odtieň šedej farby, ktorého intenzita sa pohybuje v rozmedzí 0-4095 (jedná sa teda o 12 bitovú hĺbku farieb) [24].

Jednotlivé CT snímky a CT čísla daných pixelov je možné aj zobrazovať. Pre lepšiu viditeľnosť boli CT snímky prevedené do pseudofarieb, pričom platí, že nízke CT čísla majú zelenú farbu a so zvyšujúcim sa CT číslom, farba prechádza zo žltej až do červenej ako je možno vidieť na Obr.17.



Obr.17 Zobrazenie CT čísel na CT snímke pomocou pseudofarieb

Na analyzovanie tkanív sa vo výpočtovom modelovaní používajú tzv. Hounsfieldove jednotky HU [66].

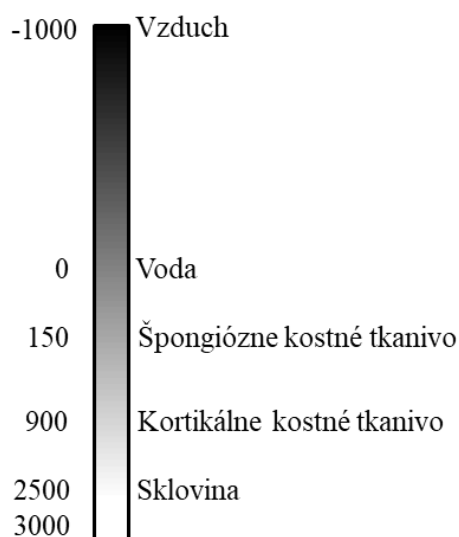
Pomocou korelačného vzťahu (1) sú CT čísla prepočítané na Hounsfieldove jednotky [38] a to :

$$HU = 1000 \cdot \left(\frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \right), \quad (1)$$

kde CT_w je CT číslo vody a CT_a je CT číslo vzduchu. Hodnota $CT_w = 1000$ odpovedá $HU = 0$ a $CT_a = 0$ odpovedá $HU = -1000$ [24]. Vzťah je následne možné prepísať do tvaru:

$$HU = 1000 \cdot \left(\frac{CT - 1000}{1000} \right). \quad (2)$$

Škála HU jednotiek a priradenie hodnôt HU jednotiek pre jednotlivé tkanivá je možné vidieť na Obr.18 a) a Obr.18 b).



a)

Tkanivo	HU [-]
Vzduch	-1000
Voda	0
Svaly	35-70
Väzivové tkanivo	60-90
Chrupavka	80-130
Špongiózne kostné tkanivo	150-900
Kortikálne kostné tkanivo	900-1800
Dentín	1600-2400
Sklovina	2500-3000

b)

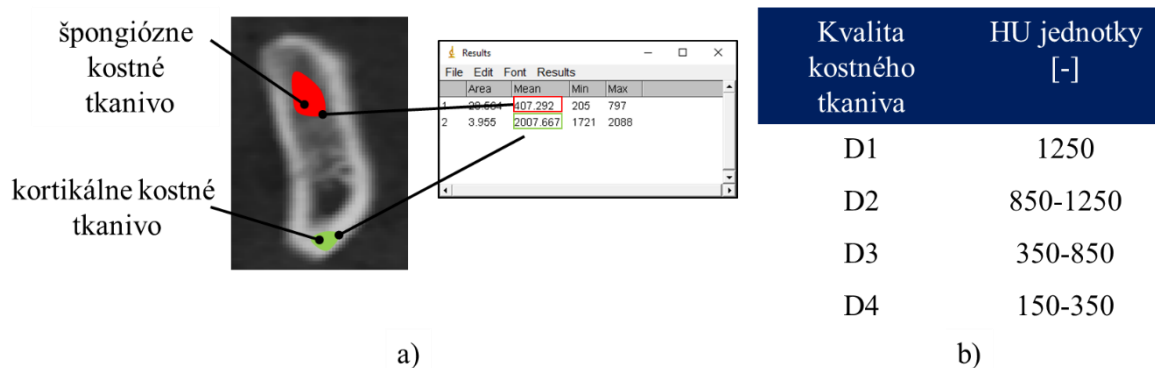
Obr.18 a) Intenzita šedej HU jednotiek , b) HU jednotky (prevzaté z [24])

Ako je na Obr.18 b) možno vidieť, pre špongiózne kostné tkanivo sa hodnota HU jednotiek pohybuje okolo 150-900 [-] a pre kortikálne kostné tkanivo sa hodnota HU jednotiek pohybuje v oblasti 1000 [-] a vyššie [24].

HU jednotky sú v dentálnej implantológii využívané hlavne na hodnotenie kvality kostného tkaniva. Ako bolo spomenuté vyššie v kapitole 2.1, kostné tkanivo je z hľadiska kvality rozdeľované podľa Mischa [24] do kategórií D1-D4. Pri zavádzaní dentálnych implantátov je jedným z kľúčových faktorov práve kvalita kostného tkaniva. Hodnoty HU jednotiek pre jednotlivé kvality kostného tkaniva podľa Mischa [24] sú vidieť na Obr.19 b).

Na Obr.19 a) je možné vidieť jednu 2D snímku transverzálneho rezu dolnej čeľuste, kde namerané hodnoty HU jednotiek skutočne dosahujú hodnoty uvedené vyššie. Z výsledku

merania je zrejmé, že sa jedná z hľadiska klasifikácie kostného tkaniva o kosť D3, keďže hodnota HU jednotiek sa pohybuje v danom rozmedzí.



Obr.19 a) Ukážka hodnôt HU pre kortikálne a špongiózne kostné tkanivo v dolnej čelusti [67], b) HU jednotky pre jednotlivé kvality kostného tkaniva

5. Rešerš prácami zameranými na DN stavy so zubnými implantátmi

Pri riešení deformačne-napäťových (DN) stavov dolnej čeľuste s implantátom je nutné uvažovať viaceré faktorov, ktoré tieto DN stavy ovplyvňujú. Už v 90. rokoch 20. storočia sa autori štúdií zaoberali vplyvom kvality okolitého kostného tkaniva na výslednú stabilitu a životnosť implantátu, ale taktiež vplyvom povrchovej úpravy na výslednú životnosť implantátu. Určenie a posúdenie mechanickej interakcie medzi implantátom a kostným tkanivom dolnej čeľuste a analýza deformačne-napäťových stavov tejto sústavy je najčastejšie vykonaná pomocou výpočtového modelovania. Z hľadiska riešenej sústavy kosť-implantát, je to práve implantát, ktorého vhodná konštrukcia, materiál, prípadne povrchová úprava môže prispieť k zlepšeniu jeho životnosti a stability. Veľká skupina prác sa práve preto zaoberá vplyvom geometrie, priemeru alebo dĺžky implantátu na výsledné deformačne-napäťové stavy.

5.1 Práce s výpočtovým modelom na 2D úrovni

Štúdia autora Matsushita a kol. (1990) [68] sa zaoberá vplyvom priemeru hydroxyapatitového (HAP) implantátu na rozloženie napätia v alveolárnej kosti. V štúdiu autori využívajú dvojrozmernú metódu konečných prvkov, pričom sú modelované dva typy zaťaženia, a to vertikálne a laterálne zaťaženie o veľkosti 100 N. Autori používajú materiál HAP, ktorý je bioaktívny, a teda je tam predpoklad, že implantát je priamo viazaný na kosť. Výsledkom analýzy bolo, že napätie v kortikálnej kosti bolo vo všeobecnosti vyššie ako v spongioznej kosti, a že koncentrácia napätia bola v okolí krčku implantátu pri oboch typoch zaťaženia. Napätia v kortikálnej kosti pri laterálnom zaťažení boli vyššie ako pri zaťažení vertikálnom. Zníženie napätia v kortikálnej kosti je nepriamo úmerne zvýšeniu priemeru implantátu pri oboch typoch zaťaženia. Záverom štúdie bolo, že implantát s väčším priemerom je vhodnejší z hľadiska rozloženia napätí.

Z dlhodobého hľadiska je pri zubných implantátoch nutné zachovanie dobrej kvality kosti, ktorá obklopuje implantát. V tejto štúdiu od autorov Clift, Fisher, Watson (1992) [69] sa analyzoval zubný implantát Brånemark. Na implantát bol nanosený povrchový bioaktívny povlak. Analýza napätia a deformácie bola vykonaná pri axiálnom a bočnom zaťažení. Výsledkom analýz bolo, že rozloženie napätia v kosti obklopujúcej zubný implantát je závislé na hustote, Youngovom module pružnosti kosti a bočnom zaťažení. Práve bočné zaťaženie spôsobilo vyššie hodnoty napätia v okolí krčku implantátu.

5.2 Práce zamerané na DN stavy implantátu

Z rešeršnej štúdie vyplýva, že najčastejšie je v prácach analyzovaný model geometrie na 3D úrovni. Model geometrie je získavaný z CT dát [70; 71; 72], a teda rešpektuje geometriu, prípadne aj hustotu kostného tkaniva vyšetřovaného pacienta. Taktiež je trend s využívaním CT dát aj na vytváranie modelu materiálu, vďaka čomu je získavaný model materiálu, rešpektujúci hustotu kostného tkaniva [72; 73].

V práci Himmlová, Dostálová, Kácovský, Konvičková (2004) [74] uvažujú, že žuvacie sily pôsobiace na implantát môžu viesť k nežiaducemu namáhaniu kosti, čo môže spôsobiť jej poškodenie alebo aj zlyhanie implantátu. V práci bola vykonaná analýza rozloženia napätia v okolí implantátov pomocou výpočtového modelovania. Bol analyzovaný vplyv dĺžky

a priemeru implantátu. Riešenie bolo vykonané pomocou metódy konečných prvkov pričom boli použité rôzne priemery a dĺžky implantátov. Vplyv dĺžky bol skúmaný na implantáte priemeru 3,6 mm a s dĺžkou 8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 17 mm a 18 mm. Vplyv priemeru bol analyzovaný na implantáte dĺžky 12 mm s priemerom 2,9 mm, 3,6 mm, 4,2 mm, 5,0 mm, 5,5 mm, 6,0 mm a 6,5 mm. Model zaťaženia implantátu bol volený na základe priemernej žuvacej sily a to šikmo k oklúznej rovine. Analýza výsledkov ukázala, že maximálne napätie bolo dosiahnuté v okolí krčku implantátu. Menšie hodnoty napätia boli dosahované pri menších priemeroch implantátu (3,6 mm až 4,2 mm) a k zníženiu maximálnych napätí došlo tiež zväčšením dĺžky implantátu. Väčší vplyv na zníženie hodnôt napätia mal priemer implantátu.

V práci Baggi, Cappelloni, (2008) [75] pojednávajú o tom, že mechanizmy prenosu zaťaženia a možné zlyhanie oseointegrovaných implantátov je ovplyvnené tvarom implantátu, geometrickými a mechanickými vlastnosťami v mieste umiestnenia implantátu a taktiež resorpciou kosti. Vhodný návrh parametrov a umiestnenia preto umožňuje vytvoriť správny dizajn implantátu. Účelom tejto štúdie bolo analyzovať vplyv priemeru a dĺžky implantátu na rozloženie napätia a analyzovať riziko preťaženia. Analýza bola vykonaná na piatich implantátoch s priemerom 3,3 mm až 4,5 mm s dĺžkou 7,5 mm až 12 mm. Riešenie bolo vykonané použitím metódy konečných prvkov pri statickom zaťažení. Modely geometrie boli vytvorené pomocou CT snímok. Výsledkom tejto štúdie bolo, že maximálna hodnota napätia sa nachádza v oblasti krčku implantátu. K preťaženiu implantátu môže dôjsť na rozhraní medzi kortikálnym a špongióznym kostným tkanivom. Hodnoty napätia sa znižovali pre kortikálnu kosť pri zväčšujúcom sa priemere implantátu, zatiaľ čo pri narastajúcej dĺžke implantátu došlo k rovnomernejšiemu rozloženiu napätia v špongióznom kostnom tkanive.

Cieľom štúdie autorov Ding, Zhu, Liao, Zhang (2009) [76] bolo vytvoriť 3D konečnoprvkový model mandibuly s dentálnymi implantátmi a analyzovať vplyv rôzneho zaťaženia na výsledné rozloženie napätia okolo implantátov rôznych priemerov. Skúmané implantáty boli tri (priemer 3,3 mm, 4,1 mm a 4,8 mm). Zaťaženie bolo analyzované pomocou softvéru ANSYS, pričom implantáty boli zaťažené vertikálnou statickou silou alebo bukolingválnou statickou silou. Výsledkom štúdie bolo, že maximálne hodnoty napätia boli v okolí krčku implantátu. Ďalším výsledkom štúdie bolo, že pri náraste priemeru implantátu sa výrazne znížilo napätie a namáhanie na rozhraní kosť – implantát.

V svojej štúdii sa autori Chou, Müftü, Bozkaya (2010) [77] zameriavajú na vyhodnotenie deformácie v dolnej čeľusti so zavedeným implantátom. V štúdii použili dva typy implantátov, a to krátky implantát so zväčšeným priemerom a dlhý implantát s malým priemerom. Model geometrie bol vytvorený na základe CT snímok. Implantát bol zaťažený silou 100 N pod uhlom 11°. V štúdii vyhodnocovali výsledky pre päť rôznych hĺbok zanorenia implantátu a taktiež porovnávali dve rôzne úrovne kvality kosti v alveolárnej oblasti. Výsledkom bolo, že nižšie hodnoty posuvov boli v prípade krátkého implantátu so zväčšeným priemerom. So zväčšovaním hĺbky zavedenia implantátu sa znížili hodnoty posuvov.

Porovnaním konvenčného implantátu a implantátu s povrchovou úpravou sa v štúdii zaoberajú autori Taheri, Jarrahi a kol. (2018) [78]. Zaoberali sa analýzou distribúcie napätia na rozhraní kosť – implantát. Taktiež porovnávali vplyv modelu materiálu dolnej čeľuste na výsledné hodnoty napätia. V práci uvažovali dva prípady, a to prvý prípad, kedy bol model materiálu homogénny izotropný a druhý prípad, kedy bol model materiálu homogénny lineárny ortotropný. Model geometrie dolnej čeľuste bol získaný na základe CT snímok. Skúmaný

implantát bol valcový, pričom boli porovnávané dva implantáty. Prvý implantát bol konvenčný valcový implantát a druhý implantát bol valcový implantát s povrchovou vrstvou HA. Výsledkom bolo, že maximálne napätie bolo v okolí krčku implantátu. V prípade povrchovo upraveného implantátu boli zaznamenané nižšie hodnoty napätia. V závere autori hodnotia, že pre lepšie navrhovanie implantátov je vhodné použiť ortotrópny model materiálu, ktorý rešpektuje hustotu kostného tkaniva.

Autori Raaj a kol. (2019) [79] sa v práci zaoberajú vplyvom veľkosti priemeru a dĺžky implantátu na výsledné deformačne-napěťové stavy dolnej čeľuste. Model geometrie dolnej čeľuste bol vytvorený na základe CT snímok pacienta. Model materiálu bol homogénny, izotropný a lineárny. Štyri modely implantátov s rôznym priemerom a dĺžkou boli zaťažované axiálne silou 100 N alebo bukolingválne 50 N alebo mesiodistálne 50 N. V práci autori uvažovali, že implantát nie je plne oseointegrovaný a toto spojenie modelovali pomocou kontaktu „*frictional*“. Výsledkom štúdie bolo, že výpočtový model so zväčšeným priemerom implantátu vykazuje nižšie hodnoty napätia v kortikálnom kostnom tkanive. Výpočtový model s predĺženým implantátom vykazuje nižšie hodnoty napätia v špongióznom kostnom tkanive. Rovnomernejšie rozloženie napätia a deformácie v kostnom tkanive bolo dosiahnuté pri axiálnom zaťažení.

5.3 Práce zamerané na DN stavy kostného tkaniva v interakcii s dentálnym implantátom

Pri deformačne-napěťovej analýze je dôležité aj zohľadnenie hustoty kostného tkaniva. Hustota kostného tkaniva má značný vplyv na životnosť a stabilitu implantátu ako preukazujú nasledujúce štúdie.

Autori Wirth, Muller a Lenthe [80] (2012) sa zaoberali DN stavmi kostného tkaniva so zavedeným skrutkovým implantátom. V štúdiu sa zaoberali porovnaním rozloženia deformácie v okolí implantátu s dvomi úrovňami výpočtového modelu kostného tkaniva - ako homogénneho kontinua so zdanlivými mechanickými vlastnosťami a kostného tkaniva ako trámцovej štruktúry. Vo všetkých riešených variantoch boli implantáty zaťažované axiálnou silou. Zaťaženie prenášané na rozhraní kost'-implantát je pri oboch variantoch odlišné a to hlavne pri kostnom tkanive s nízkou hustotou trámцovej štruktúry. Výsledkom štúdie je, že v prípade hodnotenia DN stavov kostného tkaniva so zavedeným implantátom je vhodnejšie použitie trámцovej štruktúry v prípadoch, kedy je to možné.

Autori Marcián a kol (2018) [71] v práci analyzujú deformácie a posuvy zaťažených dentálnych implantátov v rôznom štádiu oseointegrácie, s rôznou hustotou kostného tkaniva pomocou metódy konečných prvkov. V riešení boli zahrnuté tri smery zaťaženia implantátu a to v smere osi implantátu, pod uhlom 45° od osi implantátu a kolmo k osi implantátu. Autori taktiež uvažujú dve štádia oseointegrácie (pomocou kontaktných elementov) a to plne oseointegrovaný implantát a implantát, ktorý je čiastočne oseointegrovaný. Kritické namáhanie môže v implantáte nastať v prípade, že je čiastočne oseointegrovaný alebo v prípade, že je implantát zaťažený kolmo na os implantátu. V takomto prípade sú taktiež hodnoty napätia vysoké. Posuvy čiastočne oseointegrovaného implantátu sú vyššie ako pri implantáte plne oseointegrovanom. Výsledkom štúdie bolo že čiastočná oseointegrácia je významným rizikom z hľadiska životnosti implantátu. Autori v práci ako jedny z mála vytvorili výpočtové modely

pomocou dát z mikro CT. Na základe týchto dát bol vytvorený aj model materiálu a kostné tkanivo teda rešpektuje rozloženie trámcov a pórov v okolí implantátu.

5.4 Práce zamerané na vplyv polohy implantátu na výsledne DN stavy

Problematika polohy zavedeného implantátu je najčastejšie uvažovaná v prácach, ktoré sa zameriavajú na analýzu implantátov slúžiacich ako piliere pre protézu. Vhodná voľba polohy implantátu, prípadne implantátov ovplyvňuje životnosť protézy.

Autori Topkaya a Solmaz (2015) [81] sa v štúdiu zaoberali rozložením napätí pri odnímateľných protézach, s dvomi alebo štyrmi podpornými implantátmi pomocou výpočtového modelovania. Model geometrie dolnej čeľuste bol získaný na základe CT snímkov. Skúmaný implantát mal priemer 4,3 mm a dĺžku 11 mm. V štúdiu vykonali analýzu pre päť polôh implantátu pri troch typoch zaťaženia (40 N zaťaženie na rezáky, 55 N zaťaženie očných zubov, 100 N zaťaženie na prvý molár). Implantáty boli umiestnené v týchto polohách: dva implantáty na mieste laterálnych rezákov, dva implantáty na mieste očných zubov, dva implantáty na mieste prvých premolárov, štyri implantáty, pričom dva implantáty na mieste laterálnych rezákov, dva implantáty na mieste prvých premolárov a v poslednom prípade boli umiestnené štyri implantáty, pričom dva na mieste očných zubov a dva na mieste druhého premoláru. Najvyššie namáhanie vo všetkých modeloch bolo spôsobené zaťažením prvého moláru. Nižšie hodnoty napätia boli v prípade štyroch podporných implantátov. Najvyššie hodnoty napätia boli pozorované v kortikálnej kosti v oblasti krčku implantátu.

Štúdia autorov Ortiz-Puigpelat a kol. (2017) [82] sa zaoberá výberom vhodnej pozície zavedenia implantátu do dolnej čeľuste pre podporu predĺženej čiastočne snímateľnej zubnej náhrady. Model geometrie bol vytvorený na základe CT snímkov. Boli vytvorené štyri výpočtové modely. Prvý výpočtový model mal implantát zavedený do oblasti druhej stoličky, v druhom výpočtovom modeli bol implantát zavedený do oblasti prvej stoličky, v treťom výpočtovom modeli bol implantát zavedený do oblasti črenových zubov a štvrtý výpočtový model, bol model bez implantátu. Model materiálu bol vytvorený ako homogénny, izotropný a lineárny bez rozdelenia kostného tkaniva na kortikálne kostné tkanivo a špongiózne kostné tkanivo. Výsledkom analýz bolo, že najvhodnejšie umiestnenie implantátu je v oblasti prvej stoličky, pričom v tejto polohe dochádza k zníženiu napätia v okolitej kosti a aj na implantáte.

Autori Zhong, Guazzato a Chen (2019) [83] sa v práci zaoberajú vplyvom umiestnenia implantátu na výsledne deformačne-napěťové stavy. Boli použité dva rôzne typy implantátov a to rovný implantát spolu s abutmentom v osi implantátu a implantát s abutmentom konštrukčne vyhnutým o uhol 30° . V práci bolo analyzovaných päť výpočtových modelov a to výpočtový model s tromi implantátmi, pričom všetky sú rovné (jeden implantát v mieste prvého rezáku, dva implantáty v mieste očných zubov), implantát s tromi implantátmi pričom jeden je rovný (v mieste prvého rezáku) a dva sú pod uhlom (v mieste prvých črenových zubov), výpočtový model so štyrmi priamymi implantátmi (dva implantáty na mieste prvých črenových zubov a dva implantáty na mieste druhých rezákov), výpočtový model so štyrmi implantátmi, kde dva sú rovné (v mieste druhých rezákov) a dva pod uhlom (v mieste prvých črenových zubov) a výpočtový model so šiestimi implantátmi, kde sú všetky implantáty rovné (dva implantáty v mieste druhých rezákov, dva implantáty v mieste prvých črenových zubov a dva implantáty v mieste druhej stoličky). Výsledkom štúdie bolo, že tak ako umiestnenie, tak aj počet

implantátov malo vplyv na výsledné deformačne-napäťové stavy. V každej konfigurácii bolo najvyššie riziko mechanického poškodenia pre najzadnejší implantát. Autori v práci konštatujú, že zvyšovaním počtu implantátov sa znižuje napätie na implantátoch, taktiež použitie šikmých implantátov na zadných miestach prispelo k zníženiu napätia na implantátoch a tiež v kosti. Konfigurácia so šiestimi implantátmi bola podľa autorov najlepšia, pretože v tejto konfigurácii bolo zaťaženie od žuvacích svalov rovnomerne rozdelené medzi všetky implantáty.

Vplyvom polohy samostatne zavedeného implantátu do oddelených segmentov dolnej čeľuste (nejedná sa o celú dolnú čeľusť) sa zaoberá štúdia autorov Alaqeely, Babay, AlQutub (2020) [84]. V práci boli analyzované DN stavy dentálneho implantátu v rôznych polohách v dolnej čeľusti. Z CBCT snímok vytvorili model geometrie a taktiež model materiálu. Boli použité Straumann implantáty, ktoré boli zavedené do prednej a zadnej časti dolnej čeľuste, pričom bolo uvažované, že implantáty nie sú plne oseointegrované (kontakt „*Frictional*“ s hodnotou 0,3). Boli riešené dva varianty a to zavádzanie implantátu a vyťahovanie. V oboch variantoch bolo výsledkom analýz, že vyššie hodnoty napätia boli v kortikálnej kosti ako v kosti špongióznej, pričom najvyššie hodnoty napätia boli dosiahnuté pri zavedení implantátu v prednej časti dolnej čeľuste. Deformácia bola vyššia v špongióznom kostnom tkanive, pričom vyššia hodnota bola dosiahnutá v prednej oblasti dolnej čeľuste.

Na základe vykonanej rešeršnej štúdie je možné konštatovať, že žiadna práca sa nezaobera problematikou vplyvu polohy zavedenia implantátu do dolnej čeľuste so zohľadnením hustoty kostného tkaniva a silových účinkov spôsobujúcich namáhanie dentálneho implantátu.

6. Výpočtové modelovanie

Posúdenie a analýza mechanickej interakcie medzi implantátom a kostným tkanivom dolnej čeľuste a analýza deformačne-napěťových stavov sústavy je vykonaná v tejto práci pomocou výpočtového modelovania. K riešeniu je použitá metóda konečných prvkov a softwarové vybavenie dostupné na UMTMB - ANSYS (ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 19.2; Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA). Výpočtový model pre posúdenie mechanickej interakcie je v tomto prípade vytvorený zo štyroch čiastkových modelov: modelu geometrie, modelu zaťaženia, modelu materiálu, modelu väzieb.

6.1 Model geometrie

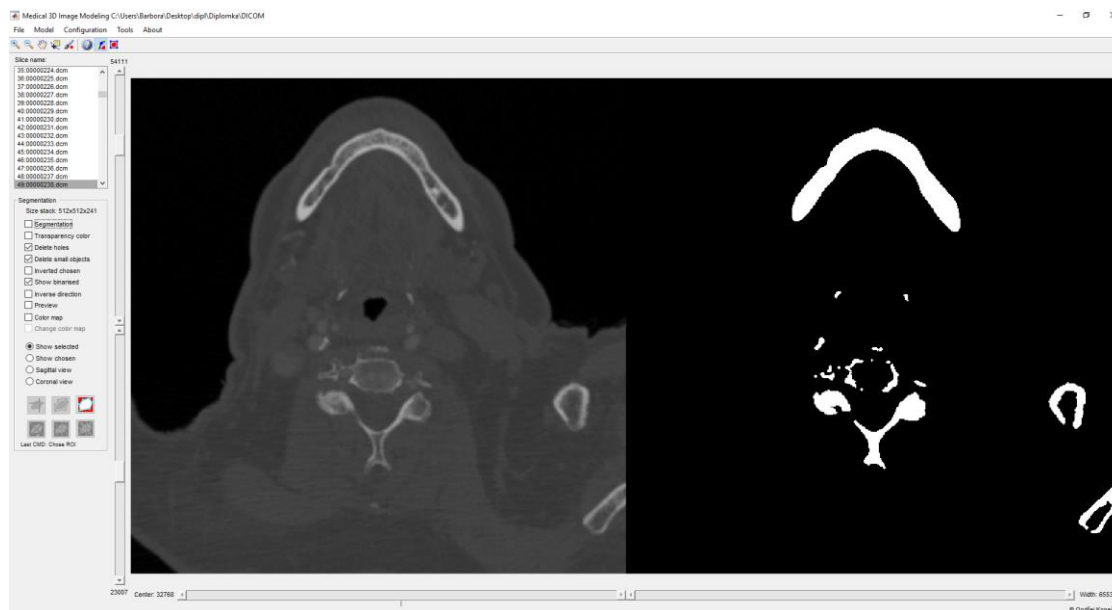
Model geometrie je nutné vytvoriť pre každý prvok riešenej sústavy. V prípade dolnej čeľuste s implantátom je nutné vytvoriť model geometrie dolnej čeľuste, ktorý pozostáva z modelu geometrie kortikálneho kostného tkaniva a z modelu geometrie špongiózneho kostného tkaniva a taktiež model geometrie implantátu.

6.1.1 Model geometrie dolnej čeľuste

Model geometrie ľudských kostných tkanív je v súčasnosti najčastejšie vytváraný pomocou CT snímok. Model geometrie dolnej čeľuste bol vytvorený z 231 anonymizovaných CT snímok, ktoré boli dodané vedúcim diplomovej práce. Dolná čeľusť bola snímaná na zariadení CT Philips s veľkosťou voxelov 0,49 mm x 0,49 mm x 0,45 mm. Dolná čeľusť má špecifickú geometriu alveolárnych výbežkov, ktoré sú po oboch stranách čeľuste bez zubov a po zhojení kostného tkaniva pričom sú zaplnené otvory po zuboch, bez výrazného úbytku výšky alveolu (viď Obr.22). Navyiac sa jedná o alveolárny výbežok, ktorý nie je atrofovaný a je dostatočne široký pre zavedenie implantátu od oblasti rezákov až po stoličky.

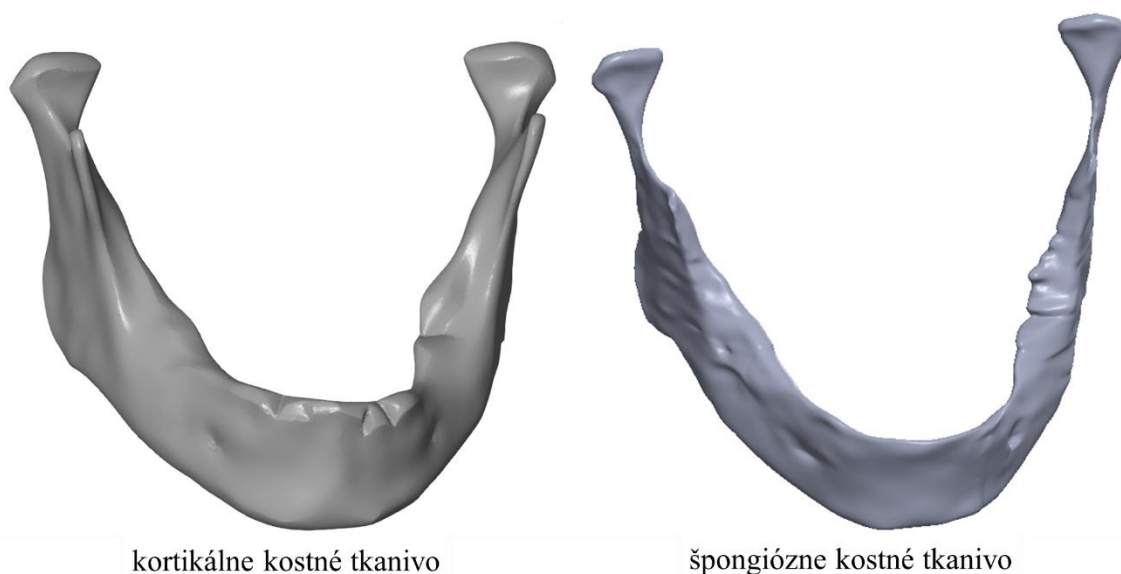
Z CT zariadenia bol obdržaný súbor CT snímok, z ktorých bol pomocou automatickej a manuálnej segmentácie vytvorený model geometrie povrchu kosti. K tomuto účelu bol na UMTMB vytvorený program STL Model Creator (viď Obr.20) [85]. Program vytvorí povrchové objekty, pričom hranice týchto objektov odpovedajú hraniciam segmentovaných tkanív. Výstup je uložený vo formáte STL².

² STL (STereoLithography)



Obr.20 STL Model Creator [85]

V programe bol najprv vytvorený segmentáciou vonkajší tvar kosti, teda kortikálneho kostného tkaniva a následne bol vytvorený model geometrie špongiózneho kostného tkaniva (viď Obr.21). Pre posúdenie vhodnosti zavedenia dentálneho implantátu bol navyše vytvorený model geometrie alveolárneho nervu, ktorý nie je zahrnutý vo výpočtovom modeli.



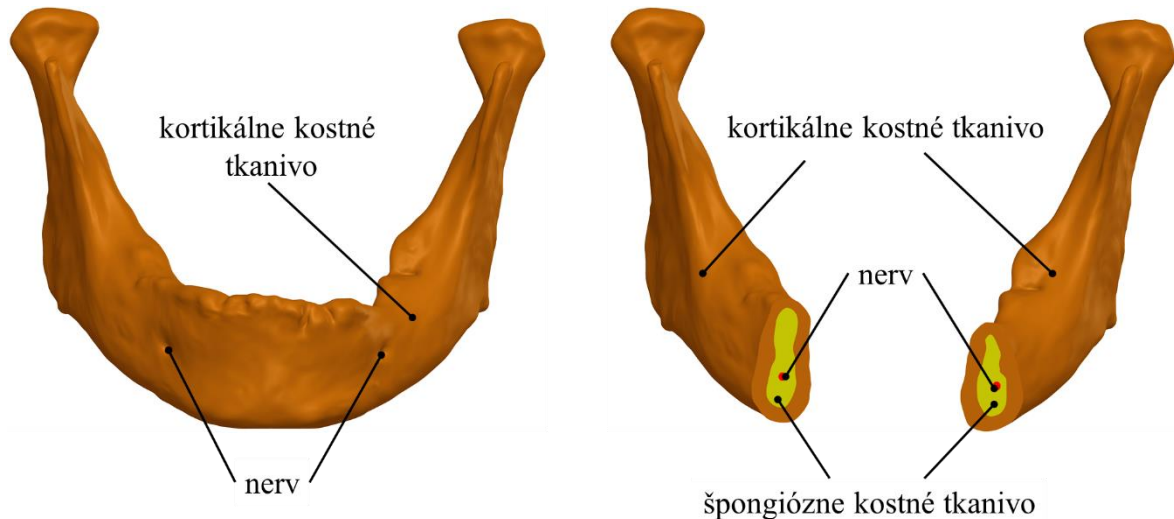
kortikálne kostné tkanivo

špongiózne kostné tkanivo

Obr.21 STL modely kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva

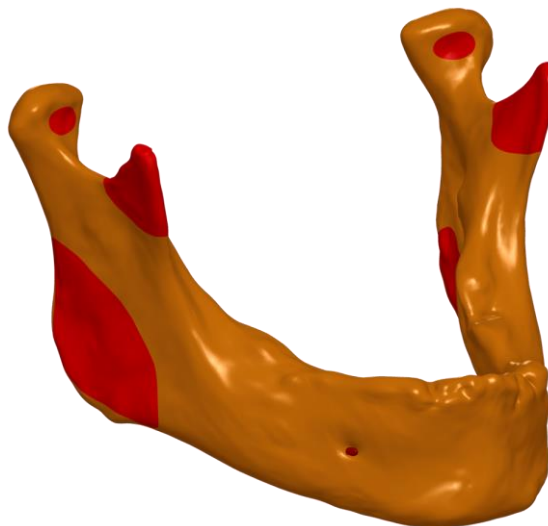
Z dôvodu efektívnejšej práce v programovom prostredí software ANSYS boli získané STL súbory prevedené na plochy, respektíve objemové telesá. Konverziu z STL do plôch umožňuje program CATIA (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, France), v ktorej sú k tomuto účelu určené moduly („Quick surface reconstruction“ a funkcia „Automatic surface“). Obdržané plošné modely kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva boli importované do programu SolidWorks 2012 (Dassault Systèmes, France), kde z nich boli vytvorené objemové telesá.

Takto vytvorené modely geometrie kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva boli pomocou Booleovských operácií (v programe SolidWorks pomocou funkcie kombinovať) od seba odčítané, za účelom vytvorenia dutiny a tým škrupinového tvaru kortikálneho kostného tkaniva. Do modelu vytvoreného po tejto operácii bolo opäť pridané špongiózne kostné tkanivo. Výsledný model geometrie dolnej čeľuste je možné vidieť na Obr.22.



Obr.22 Model geometrie dolnej čeľuste s alveolárnym nervom

Následne boli vytvorené plochy pre úpony svalov (viď kapitola 2.4), na ktoré boli neskôr v programe ANSYS predpísané sily od žuvacích svalov pôsobiacich na dolnú čeľusť [30]. Celkom sa jedná o sedem svalov na balančnej strane a sedem svalov na pracujúcej strane (viď Obr.23).

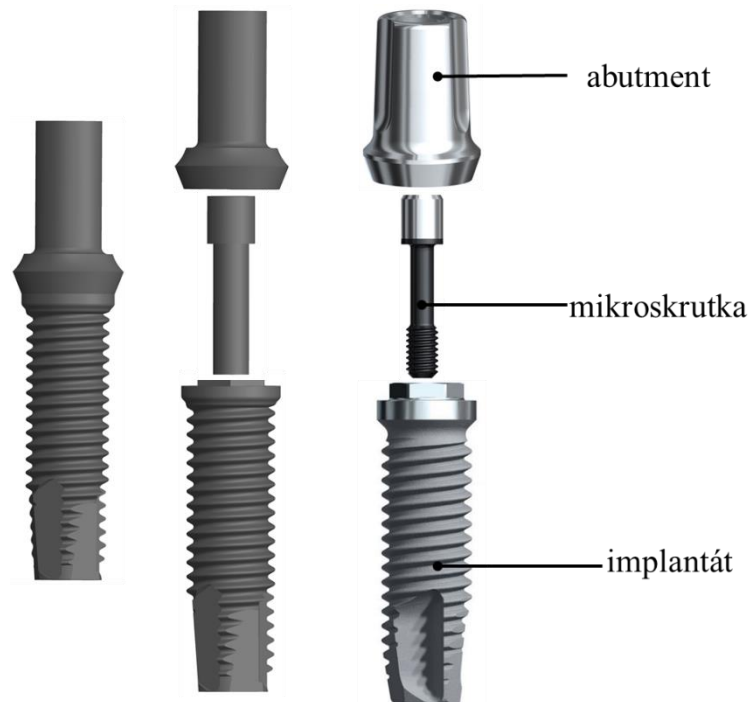


Obr.23 Vytvorené plochy pre úpony svalov

6.1.2 Model geometrie implantátu

Model geometrie dentálneho implantátu bol vytvorený v programe Solidworks na základe merania skutočného Brånemark implantátu (Brånemark® System Mk III Groovy, NP Ø3.3 mm,

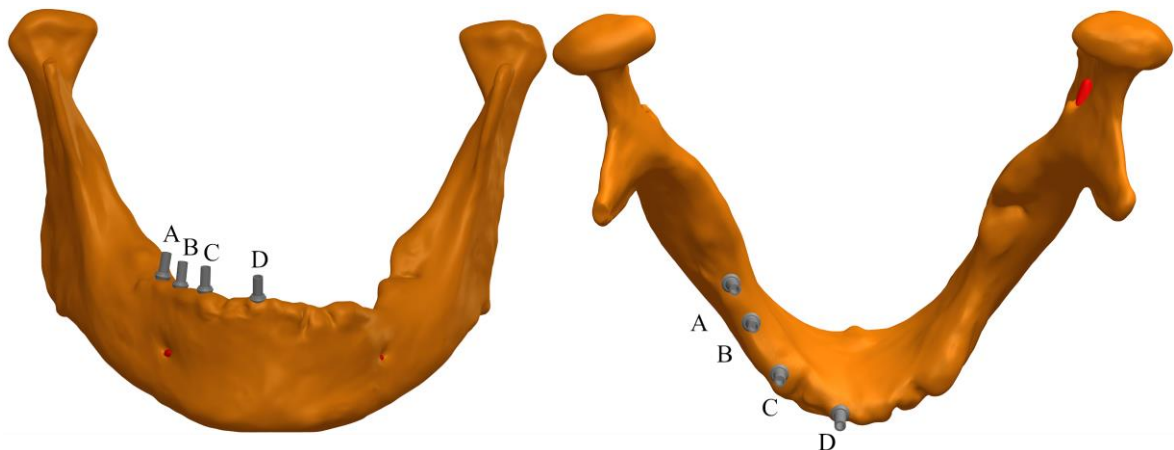
11.5 mm). Pričom mikroskrutka implantátu je zjednodušená, tzn. model geometrie mikroskrutky neobsahuje závit. Porovnanie modelu geometrie implantátu a skutočného implantátu Brånemark je vidieť na Obr.24.



Obr.24 Model geometrie implantátu [86]

6.1.3 Model geometrie dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi

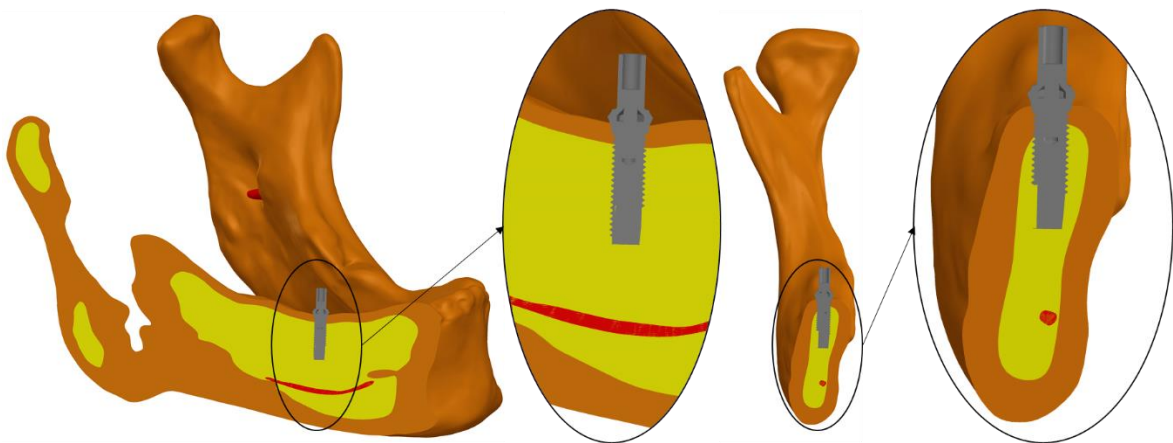
Pre posúdenie DN stavov implantátov zavedených v rôznych polohách boli vytvorené štyri výpočtové modely (viď Obr.26, Obr.27, Obr.28, Obr.29). Implantáty boli zavedené do dolnej čeľuste v rôznych polohách tak, aby nedochádzalo ku kontaktu medzi alveolárnym nervom a implantátom. Tieto varianty sú značené A až D. V polohe A bol implantát zavedený v oblasti stoličiek, v polohe B bol implantát zavedený v oblasti črenových zubov, v polohe C bol implantát zavedený v oblasti očného zubu a v polohe D bol zavedený v oblasti prvého rezáku. Jednotlivé polohy možno vidieť na Obr.25.



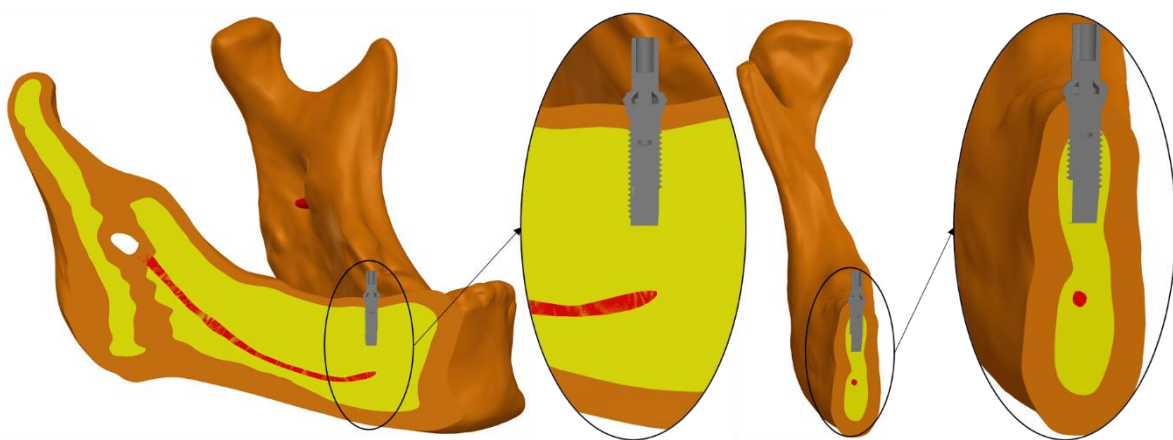
Obr.25 Polohy zavedenia implantátu

Implantáty boli zavedené do miest zhojeného alveolárneho výbežku na dolnej čeľusti, pričom uhol zavedenia bol voči oklúznej rovine v každej polohe iný. Ďalej bol analyzovaný a posudzovaný vplyv natočenia implantátu na výsledné deformačne-napěťové stavy. Natočenie implantátu voči oklúznej rovine sa pohybovalo od 2° v polohe A až po 20° v polohe D. V prípade polohy B bolo uhol zavedenia voči oklúznej rovine 4° a v prípade polohy C to bolo 5°.

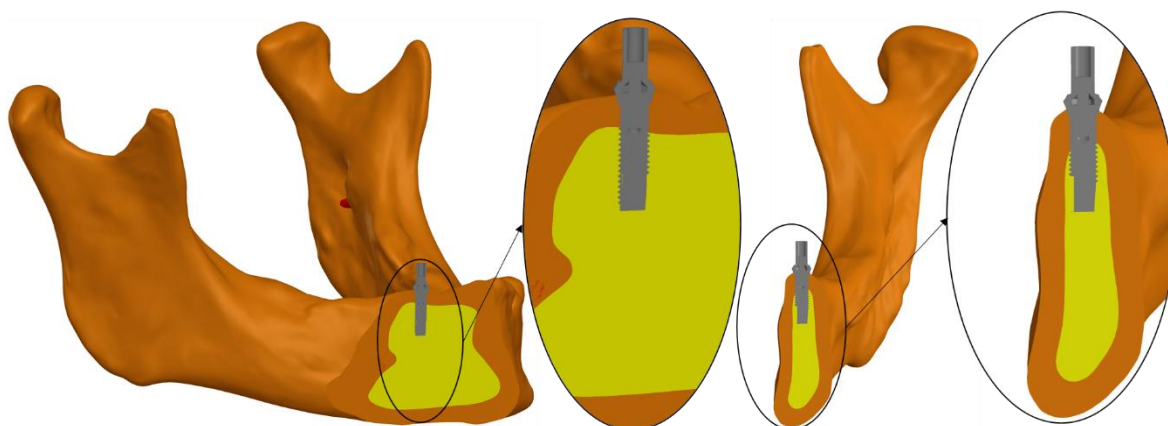
Ďalšou podmienkou bolo aby bol implantát zavedený v čo najväčšej miere do špongiózneho kostného tkaniva a aby implantát po nasadení korunky splňoval estetické požiadavky. V prípade implantátu zavedeného v polohe A je 82 % povrchu tela implantátu zavedeného v špongióznom kostnom tkanive, v prípade implantátu zavedeného v polohe B je 77 % povrchu tela implantátu zavedeného v špongióznom kostnom tkanive, v polohe C je 68 % povrchu tela implantátu zavedeného v špongióznom kostnom tkanive. V prípade implantátu D sa jedná o prednú oblasť dolnej čeľuste, a teda je implantát zavedený v špongióznom kostnom tkanive len s 58 % povrchu tela implantátu. Dôvodom rozdielneho množstva povrchu v interakcii s telom implantátu je rozdielna hrúbka kortikálneho kostného tkaniva a tvar alveolárneho výbežku. Oba tieto faktory odpovedajú anatómii čeľuste, ktorá je získaná na základe CT snímok skutočného pacienta.



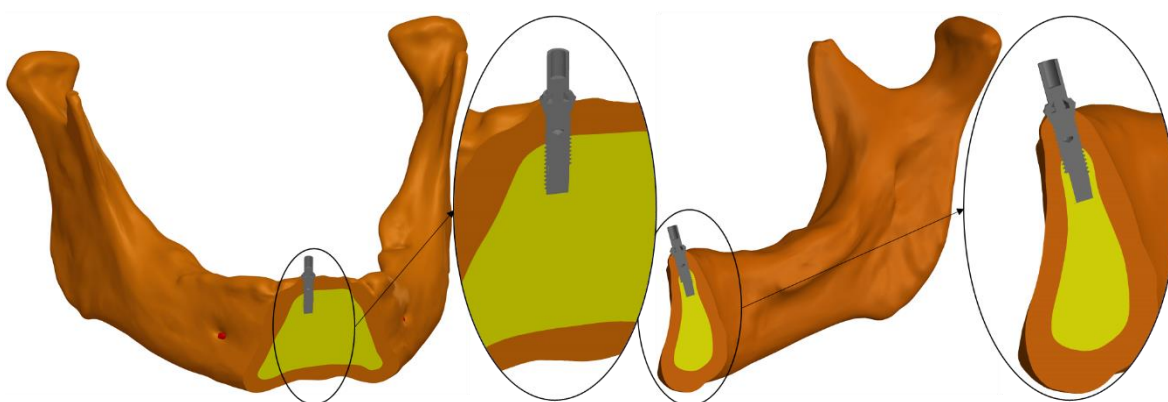
Obr.26 Implantát zavedený v polohe A



Obr.27 Implantát zavedený v polohe B

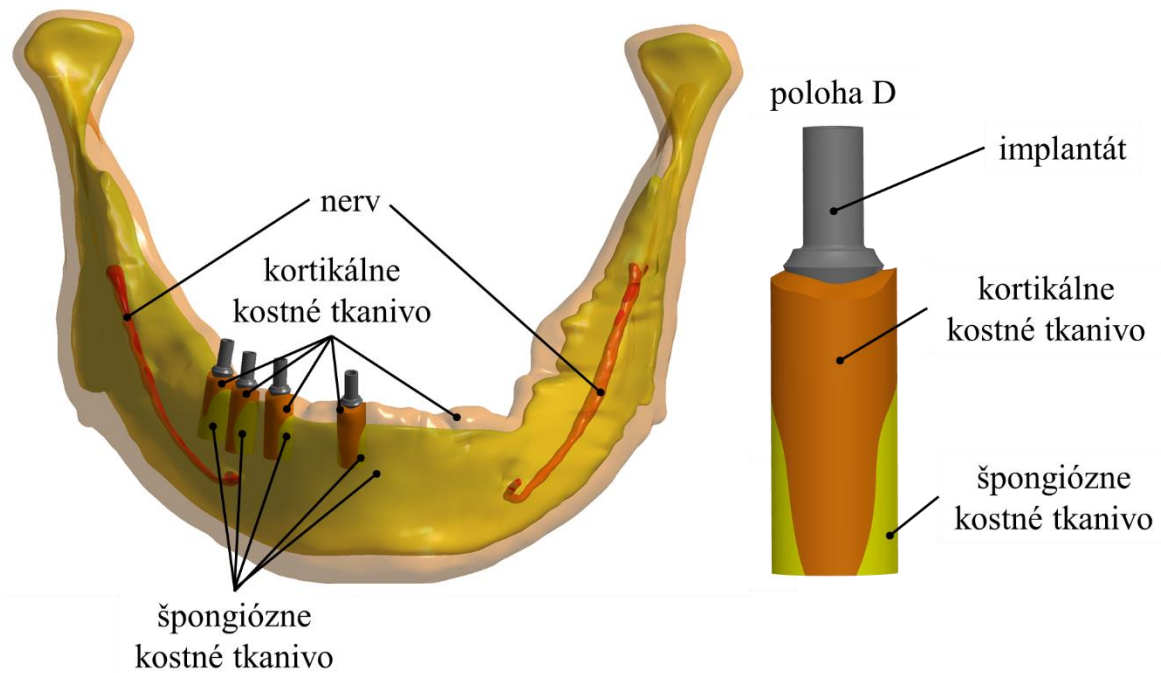


Obr.28 Implantát zavedený v polohe C



Obr.29 Implantát zavedený v polohe D

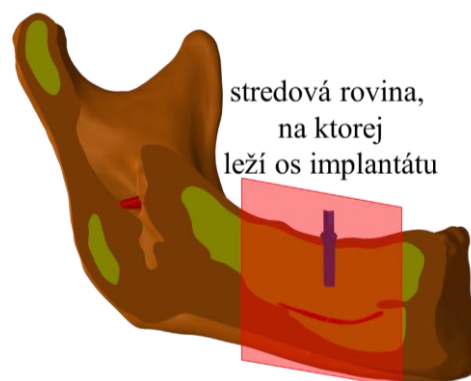
Pre analýzu a vyhodnocovanie výsledkov bolo nutné dopredu vhodne upraviť geometriu. Rovnako tak pre lepšie vytvorenie siete a taktiež následné jednoduchšie analyzovanie výsledkov, boli v programe SolidWorks vytvorené okolo každého implantátu rovnako veľké valčeky (vid' Obr.30), ktoré rozdeľovali kortikálne, aj špongiózne kostné tkanivo. Valčeky boli vytvorené okolo zavedených implantátov pomocou plôch a následného použitia funkcie rozdeliť.



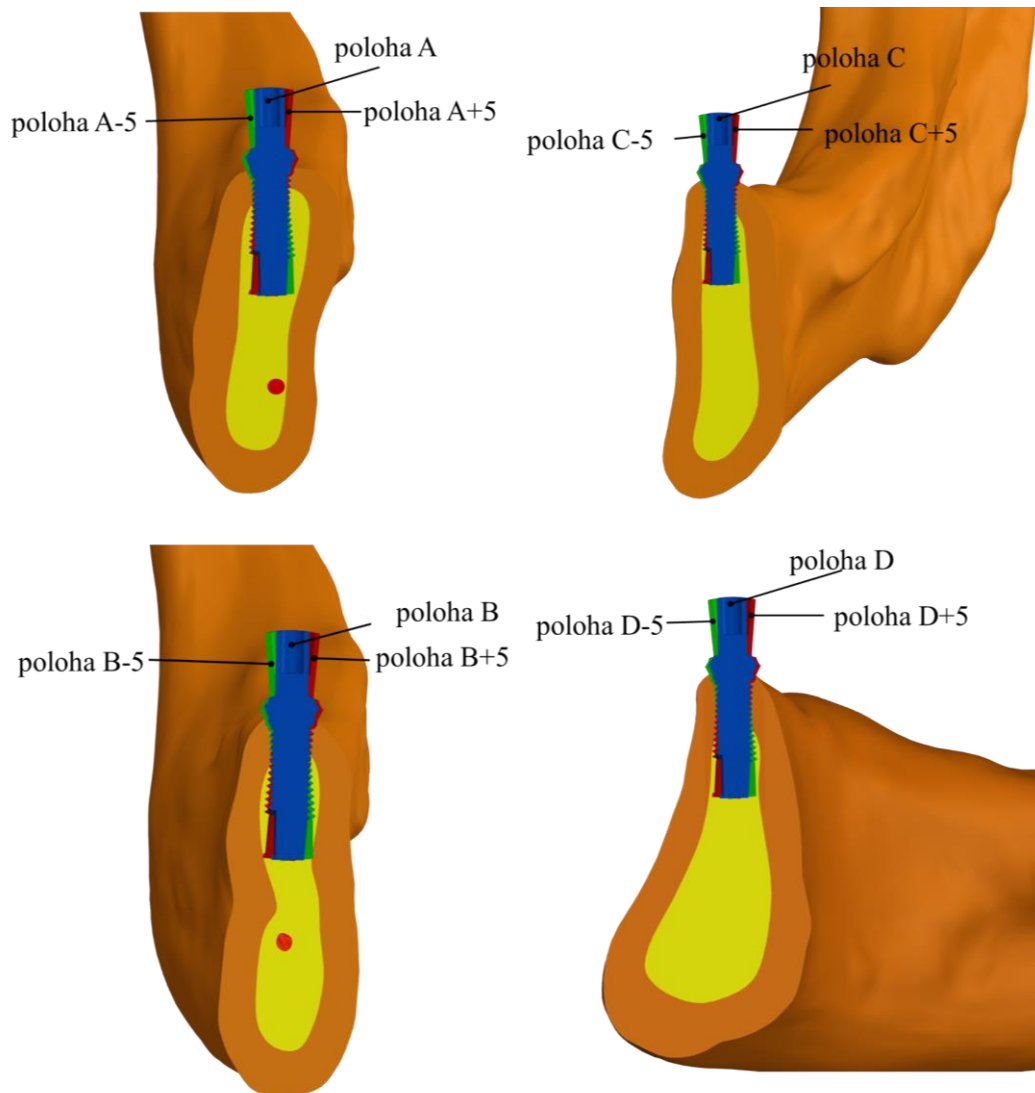
Obr.30 Valčeky okolo zavedených implantátov

6.1.4 Model geometrie dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi – variant $+5^\circ$, -5°

Vplyv natočenia implantátu na výsledné deformačne-napěťové stavy bol analyzovaný v každej polohe A, B, C, D. Pre každú z týchto štyroch polôh boli vytvorené ďalšie dva modely geometrie dolnej čeľuste so zavedeným implantátom. Implantát bol natáčaný okolo stredovej roviny prechádzajúcej implantátom v osi, ktorá je orientovaná tak, aby bola približne rovnobežná s telom dolnej čeľuste (vid' Obr.31). Vo všetkých pôvodných polohách sa rovina natáčala tak, aby približne rešpektovala tvar zakrivenia dolnej čeľuste a implantát bol pozdĺž tejto roviny zavedený v špongióznom kostnom tkanive. V prvom prípade bol implantát natočený o päť stupňov v kladnom smere (variant $+5$) a v druhom prípade o päť stupňov v smere zápornom (variant -5) (vid' Obr.32). Teda tak, že raz smeruje viac dovnútra ústnej dutiny a druhýkrát von smerom k tvári. Bolo teda vytvorených ďalších osem variant modelov geometrie dolnej čeľuste so zavedeným implantátom, ktoré budú ďalej v texte značené $+5$ prípadne -5 (vid' Obr.32).



Obr.31 Zobrazenie stredovej roviny implantátu



Obr.32 Model geometrie dolnej čeluste s implantátmi zavedenými v natočených polohách

6.2 Model materiálu

Model materiálu použitý v tejto práci vychádza z literatúry a vo všetkých prvkoch sústavy mimo špongiózne kostné tkanivo je použitý homogénny, izotropný a lineárne pružný model materiálu. Pre špongiózne kostné tkanivo boli vytvorené tri varianty modelu materiálu.

6.2.1 Kortikálne kostné tkanivo

Vo všetkých variantoch bol model materiálu kortikálneho kostného tkaniva rovnaký. Jedná sa o najpoužívanejší a v odbornej literatúre najviac zastúpený model materiálu [76; 87; 88]. Materiálové charakteristiky sú Youngov modul pružnosti $E = 13\,700$ MPa a Poissonove číslo $\mu = 0,3$.

6.2.2 Dentálny implantát

Model materiálu dentálneho implantátu bol volený na základe literatúry [89; 90; 91], pričom materiálové charakteristiky pre implantát z titánu boli $E = 110\,000\text{ MPa}$ a $\mu = 0,34$.

6.2.3 Špongiózne kostné tkanivo

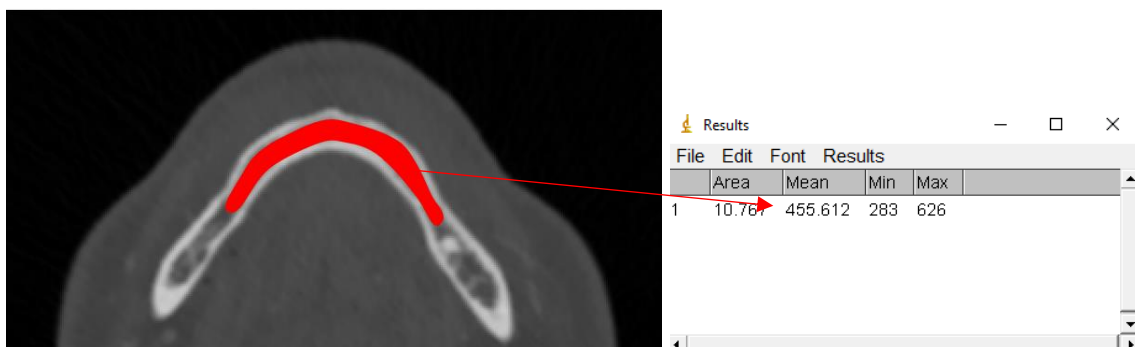
Hodnoty materiálových charakteristík pre špongiózne kostné tkanivo dolnej čeľuste sa v literatúre značne líšia. Hodnotu Youngovho modulu pružnosti uvádza literatúra od 500 MPa [75; 92] až po hodnotu 1500 MPa [93]. V literatúre je však najčastejšie referencovaná hodnota Youngovho modulu pružnosti 1370 MPa [76; 87; 88]. V tejto diplomovej práci boli vytvorené tri varianty modelu materiálu pre špongiózne kostné tkanivo:

- **Prvý variant modelu materiálu** bol homogénny, izotropný, lineárne pružný materiál s materiálovými konštantami $E = 1370\text{ MPa}$ a $\mu = 0,3$, ktoré sú volené na základe vyššie zmienenej literatúry. V riešených variantoch bol ďalej označovaný ako E_{1370} .
- **Druhý variant modelu materiálu** bol homogénny, izotropný, lineárne pružný materiál, ktorého Youngov modul pružnosti je $E = 566\text{ MPa}$ (postup získania tejto hodnoty je popísaný nižšie v kapitole 6.2.4). Poissonove číslo vychádza z literatúry a $\mu = 0,3$. V riešených variantoch bol ďalej označovaný ako E_{566} .
- **Tretí variant modelu materiálu** bol nehomogénny, kde v segmente dolnej čeľuste (o dĺžke 20 mm), v mieste zavedenia implantátu uvažujeme nehomogénny materiál, ktorý bol určený na základe hodnôt odtieňa šedej pixelov v CT snímkach. Ostatné špongiózne kostné tkanivo má materiálové konštanty volené tak, ako v prvom modeli (t.j. $E = 1370\text{ MPa}$ a $\mu = 0,3$). V riešených variantoch bol ďalej označovaný ako E_{nehomo} .

6.2.4 Určovanie materiálových charakteristík z CT snímkov

CT snímky sú zložené z pixelov s rôznou hodnotou odtieňa šedej. Existujú vzťahy, ktoré popisujú vzťah medzi CT číslom, hustotou a Youngovým modulom pružnosti (viď kapitola 4).

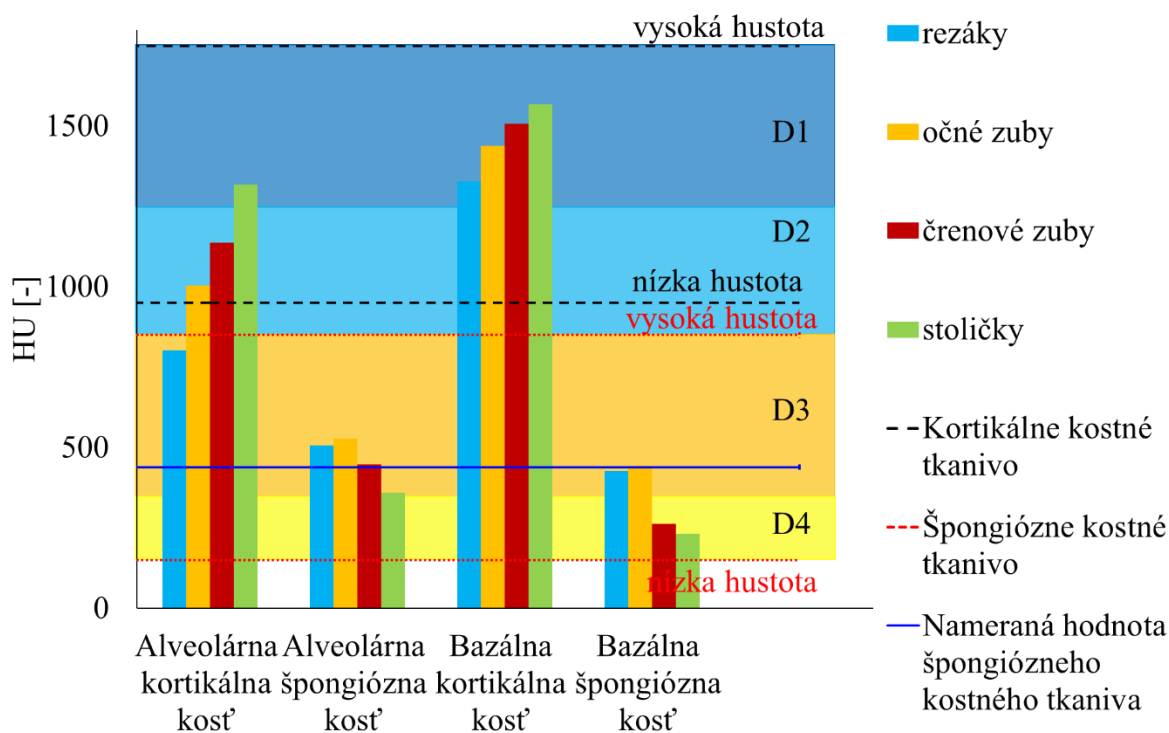
CT snímky boli prepočítané do jednotiek HU a následne boli zobrazené pomocou softwaru Image J [67], ktorý bol použitý na meranie hodnoty HU. Hodnoty HU boli merané v celej čeľusti, v alveolárnej oblasti (Obr.33). Celkovo bolo vykonaných tridsať meraní.



Obr.33 Oblasť merania hodnôt HU a príklad merania hodnoty HU

Priemerná nameraná hodnota HU jednotiek špongiózneho kostného tkaniva bola $438,91 \pm 32,79$ [-]. Porovnanie nameraných hodnôt HU s podobným meraním vykonaným v literatúre [95] je možno vidieť na Obr.34. Hodnota HU nameraná v tejto práci v CT snímkach bola vynesena do grafu **modrou** farbou. V grafe sú uvedené hodnoty HU pre jednotlivé oblasti a zuby dolnej čeľuste. Taktiež boli do grafu vynesené hranice nízkej a vysokej hustoty kostného tkaniva podľa autorov Sugiura, Yamamoto [94]. Čierna čiarkovaná čiara vyznačuje oblasť kortikálneho kostného tkaniva pričom spodná hranica označuje kortikálne kostné tkanivo s nízkou hustotou a horná čiarkovaná čiara označuje kortikálne kostné tkanivo s vysokou hustotou [24]. Červená čiarkovaná čiara vyznačuje oblasť špongiózneho kostného tkaniva pričom spodná hranica označuje špongiózne kostné tkanivo s nízkou hustotou (podľa klasifikácie kostného tkaniva podľa Mischa [24] sa jedná o kostné tkanivo D4) a horná čiarkovaná čiara označuje špongiózne kostné tkanivo s vysokou hustotou ((podľa klasifikácie kostného tkaniva podľa Mischa [24] sa jedná o kostné tkanivo D2).

Z Obr.34 je vidieť, že podľa nameranej hodnoty HU jednotiek z CT snímkov u riešenej dolnej čeľuste, sa z hľadiska klasifikácie kostného tkaniva podľa Mischa [24] jedná o kosť D3.



Obr.34 Hodnoty HU pre jednotlivé oblasti dolnej čeľuste [24; 94; 95]

Na prepočet medzi Hounsfieldovými jednotkami a hustotou sa v literatúre uvádza niekoľko vzťahov. V práci bol na prepočet HU jednotiek na hustotu prevzatý vzťah z literatúry - vzťahujúci sa k špongióznemu kostnému tkanivu dolnej čeľuste (Cheng) [96] :

$$\rho = 0,114 + 0,000916 \cdot HU , \quad (3)$$

kde ρ je hustota kostného tkaniva [g/cm³],

HU sú Hounsfieldove jednotky [-].

Zo získanej hustoty je možné pomocou experimentálne získaných závislostí získať Youngov modul pružnosti E . V literatúre je možné nájsť množstvo vzťahov na prepočet hustoty špongiózneho kostného tkaniva na Youngov modul pružnosti. V práci bol použitý najcitovanejší vzťah (O'Mahony) [73]³ a to:

$$E = 2349 \cdot \rho^{2,15}, \quad (4)$$

kde E je Youngov modul pružnosti [MPa].

Hustotu je potrebné vyjadriť pomocou HU jednotiek (kapitola 4):

$$\rho = 0,114 + 0,000916 \cdot HU. \quad (5)$$

Pomocou hustoty je ďalej vyjadrený Youngov modul pružnosti:

$$E = 2349 \cdot \rho^{2,15}. \quad (6)$$

Z takto získaných vzťahov je možné získať Youngov modul pružnosti pre druhú variantu modelu materiálu. Na výpočet hodnoty Youngovho modulu pružnosti boli použité vzťahy (5) a (6):

$$E = 2349 \cdot (0,114 + 0,000916 \cdot HU)^{2,15},$$

$$E = 2349 \cdot (0,114 + 0,000916 \cdot 438,91)^{2,15},$$

$$E = 566 \text{ MPa}.$$

6.2.5 Nehomogénny model materiálu

Tretí variant modelu materiálu vyžaduje v programe ANSYS zachovávať rovnaký súradnicový systém modelu geometrie kostných tkanív, aby poloha objemu špongiózneho kostného tkaniva odpovedala polohe pixelov v CT snímkach. CT snímky skladajúce sa z CT čísel sú pomocou programu CTPixelMapper_v1-7 [97] vytvoreného na UMTMB zahrnuté do makra. Pomocou makra je možné v programe ANSYS následne do zvolenej oblasti zahrnúť model materiálu rešpektujúci rozloženie hustoty kostného tkaniva a to do uzlov konečnoprvkovej siete. Prostredie programu je možné vidieť na Obr.35.

Na vytvorenie rovnice, ktorú je nutné do programu predpísať, bolo nutné najprv vyjadrenie hustoty pomocou CT čísel a následne vyjadrenie Youngovho modulu pružnosti pomocou hustoty (ako funkcie CT čísel). K tomuto boli použité nasledovné vzťahy (7), (8), (9):

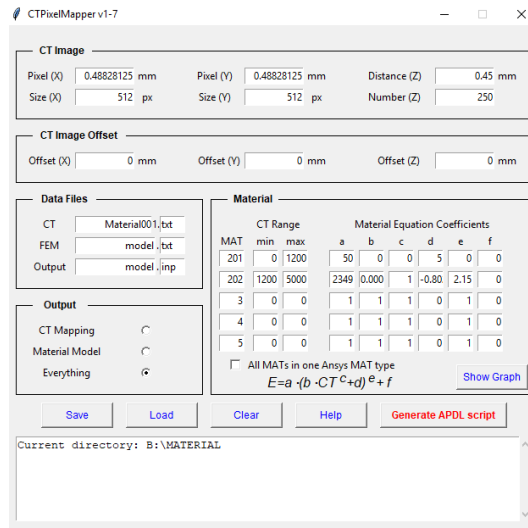
$$\rho = 9,16 \cdot 10^{-4} \cdot CT - 0,802, \quad (7)$$

$$E = 2349 \cdot \rho^{2,15}, \quad (8)$$

$$E = 2349 \cdot (9,16 \cdot 10^{-4} \cdot CT - 0,802)^{2,15}. \quad (9)$$

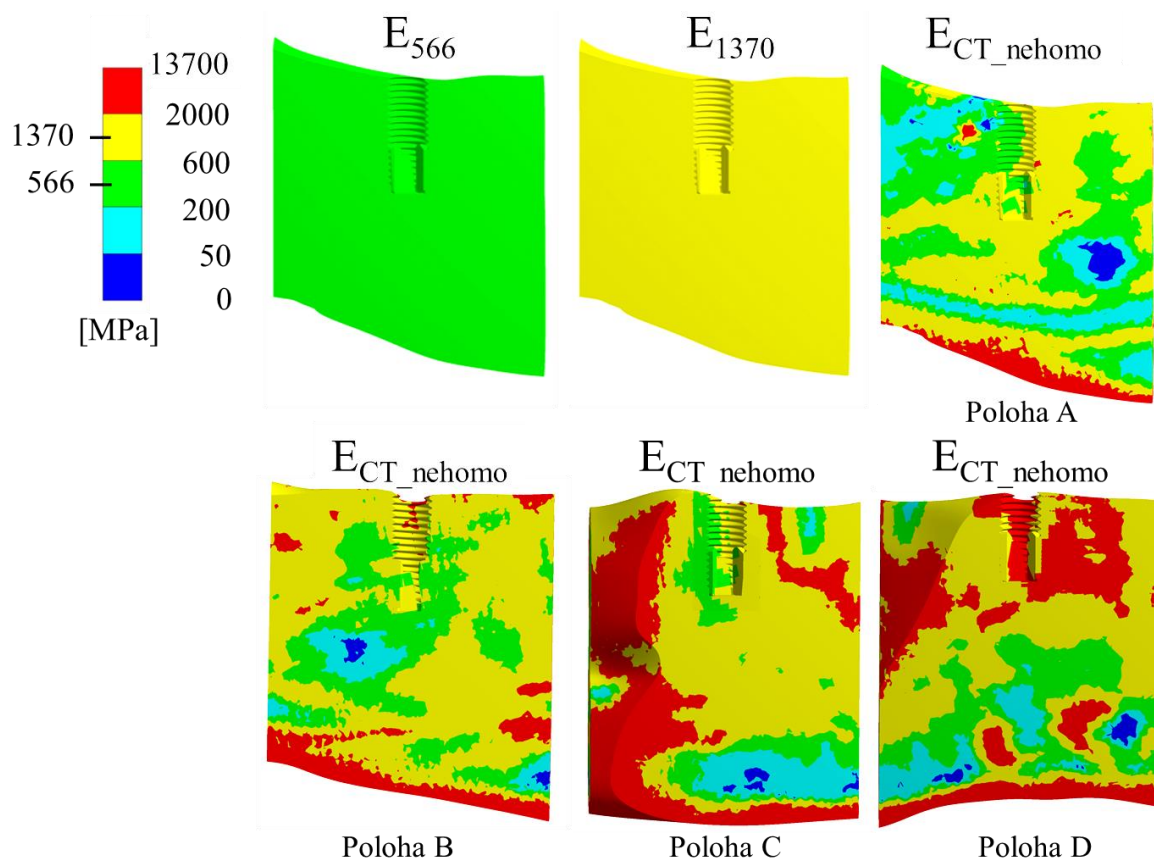
Pričom model materiálu bol vytvorený tak, že v prípade, kedy hodnota CT čísla bola menšia ako 1200, tak hodnota E odpovedala 50 MPa [98]. Hodnota 1200 je hodnota hranice medzi kostným tkanivom a mäkkým tkanivom, tukom (viď kapitola 4). V prípade, že hodnota CT čísla bola vyššia ako 1200, hodnota Youngovho modulu pružnosti E bola určovaná podľa rovnice (9).

³ 118 citácii v databáze Scopus (<https://www.scopus.com/>) ku dňu [9.6.2020]



Obr.35 Prostředí programu CTPixelMapper_v1-7 [97]

V programe ANSYS je možné vykresliť a prezentovať hustotu kostného tkaniva a taktiež Youngov modul pružnosti. Na Obr.36 možno vidieť vykreslenie Youngovho modulu pružnosti pre segment mandibuly v prípade zavedenia implantátu v polohe A až D. Ďalej je zřejmé, že model materiálu rešpektuje hustotu kostného tkaniva na základe CT dát, vďaka čomu je možné zobrazenie lokálnej pórovitosti kostného tkaniva a taktiež je možné rozoznať alveolárny nerv.

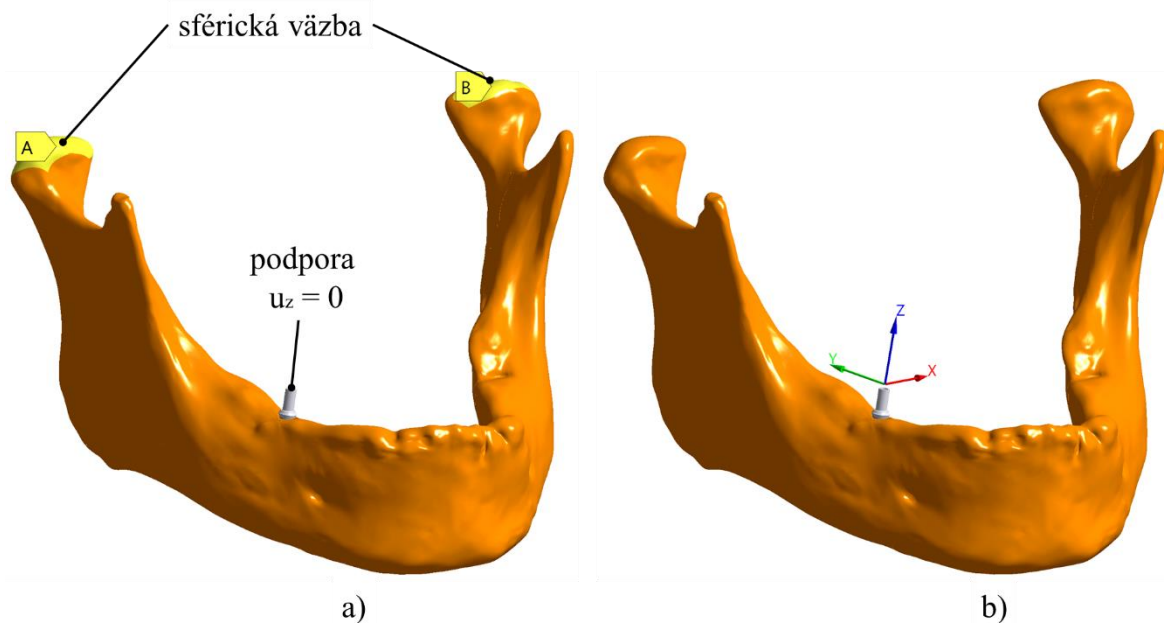


Obr.36 Youngov modul pružnosti kostného tkaniva pre model materiálu E_{566} , E_{1370} a E_{nehomo} (poloha A, poloha B, poloha C, poloha D)

6.3 Model väzieb

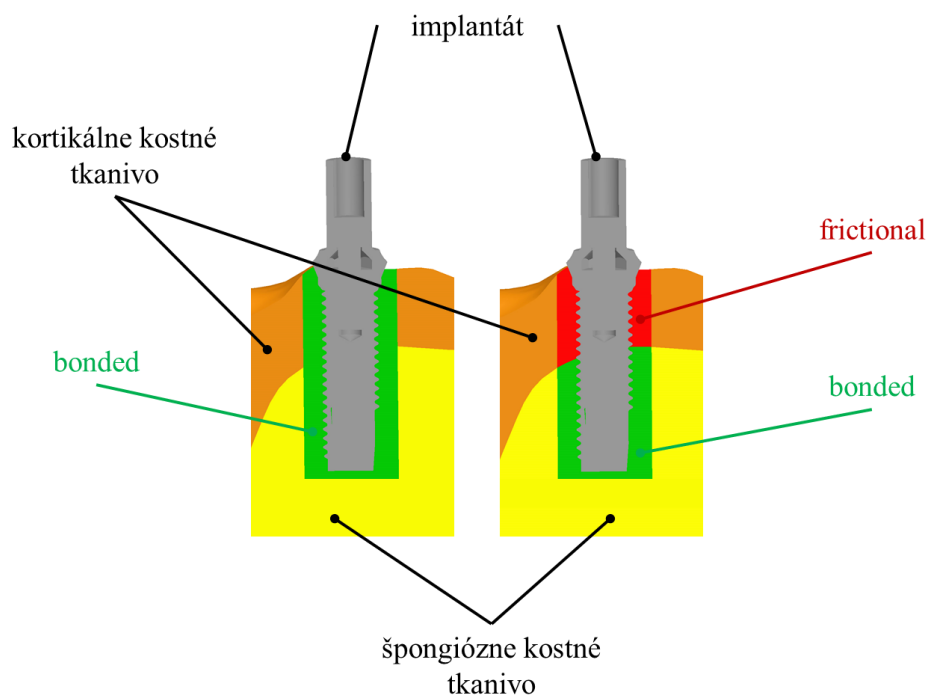
Pri žuvaní je nutné uvažovať väzby v oblasti kondylov a taktiež väzbu v oblasti aplikácie zhryzovej sily. V oblasti kondylov boli použité väzby *Remote displacement*, pričom bolo zamedzené posuvom vo všetkých smeroch. Natočenia sú pri tejto väzbe povolené, keďže sú v oblasti kondylov uvažované podpory (zamedzenie len posuvov) – jedná sa o sférickú väzbu [99].

V mieste implantátu bola aplikovaná väzba *Remote displacement* so zamedzeným posuvom v smere osi z. Väzba bola aplikovaná mierne nad plochu implantátu, keďže bolo uvažované, že na implantát sa nasadí korunka. Pri uvažovaní aplikovania väzby mimo plochu implantátu bolo nutné vytvoriť pomocný súradnicový systém (viď Obr.37b)). V súradnicovom systéme, bola os z orientovaná tak, aby bola kolmá s oklúznou rovinou (viď kapitola 2.6) a os x bola orientovaná tak, aby bola na oklúznu rovinu kolmá. Model väzieb vytvorený v prostredí programu ANSYS je zobrazený na Obr.37a).



Obr.37 a) Model väzieb b) Pomocný súradnicový systém na implantáte

Boli vytvorené výpočtové modely pre dva varianty väzby medzi kosťou a implantátom (Obr.38). V prvom variante sa jednalo o prípad, kedy je implantát plne oseointegrovaný a teda bolo použité spojenie *Bonded* (ďalej označovaný ako bonded). V druhom variante išlo o implantát, ktorý bol čiastočne oseointegrovaný a na základe literatúry [71; 100; 101], bol použitý kontakt *Frictional* s koeficientom trenia 0 v oblasti kontaktu medzi implantátom a kortikálnym kostným tkanivom (ďalej označovaný ako frictional).



Obr.38 Dva riešené varianty rozhrania kosť-implantát: bonded a frictional

6.4 Model zaťaženia

Model zaťaženia bol volený na základe najčastejšie referencovanej literatúry. Autori Koriath a Hannam [30] uvažujú sedem svalov na balančnej strane a sedem svalov na strane pracujúcej (viď Obr.39). Veľkosť svalov je zadaná pomocou smerových kosínusov, ako je vidieť v Tab.6.1 [30].

Tab.6.1 Veľkosti síl od žuvacích svalov [31] z literatúry [30]

Žuvacie svaly	Celková sila v svaloch [N]	Jednostranný molárový zhryz (JMZ)		Smerový kosínus v ose X ⁴	Smerový kosínus v ose Y	Smerový kosínus v ose Z
		Pracujúca strana (PČ)	Balančná strana (BČ)			
SM	190,40	0,72	0,60	0,207	0,885	0,419
DM	81,60	0,72	0,60	0,546	0,758	-0,358
MP	174,80	0,84	0,60	-0,486	0,791	0,372
AT	158,00	0,73	0,58	0,149	0,988	0,044
MT	95,60	0,66	0,67	0,221	0,837	-0,500
PT	75,60	0,59	0,39	0,208	0,474	-0,855
LP	66,90	0,30	0,65	-0,630	-0,174	0,757

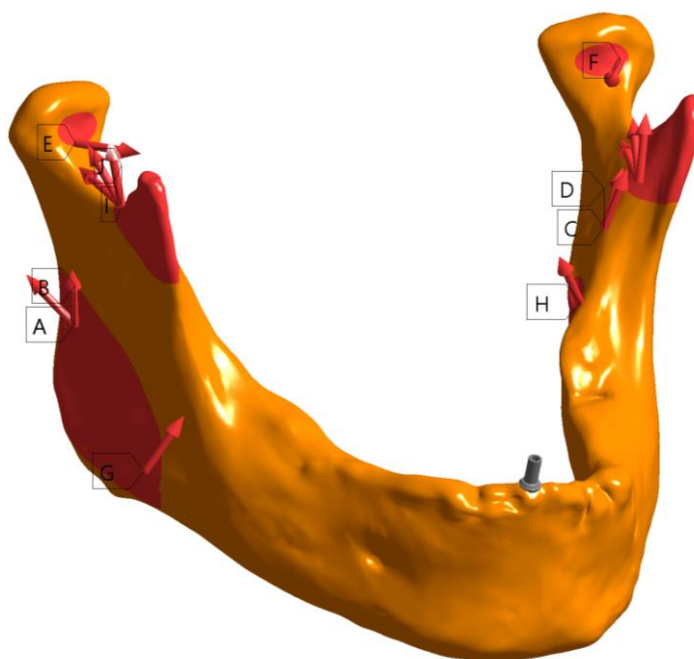
⁴ V ose X sú znamienka smerových kosínusov závislé na anatomickom usporiadaní svalov.

Následně je nutné prepočítat tieto smerové kosínusy do veľkosti síl od jednotlivých žuvacích svalov. Výsledné veľkosti síl od žuvacích svalov v jednotlivých smeroch sú uvedené v Tab.6.2.

Tab.6.2 Veľkosť jednotlivých síl od žuvacích svalov v jednotlivých smeroch [31]

ŽUVACÍ SVAL	PRACUJÚCA STRANA			BALANČNÁ STRANA		
	X	Y	Z	X	Y	Z
SM	28	121	58	-24	101	48
DM	32	45	-21	-27	37	-18
MP	-71	116	55	51	83	39
AT	17	114	5	-14	91	4
MT	14	53	-32	-14	54	-32
PT	9	21	-38	-6	14	-25
ILP	-13	-3	15	27	-8	33

Podľa kapitoly 2.4 boli predpísané sily od svalov pôsobiacich na dolnú čeľusť na predpripravené plochy na dolnej čeľusti.

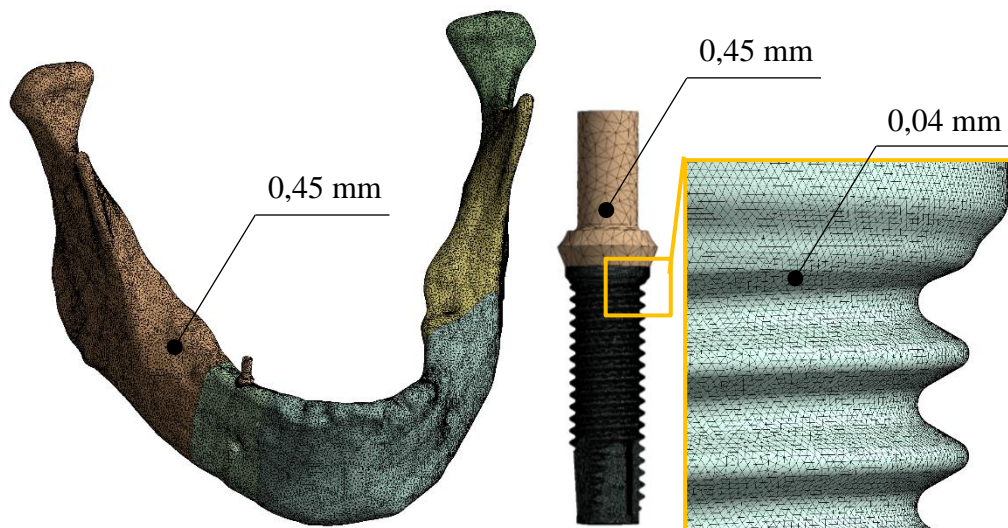


Obr.39 Model zaťaženia

6.5 Konečnoprvková sieť

Sieť konečnoprvkového modelu bola tvorená prvkami SOLID 187, teda kvadratické tetraedrické elementy. Globálna veľkosť elementu bola volená 0,45 mm na základe rozlíšenia CT snímok, čo je podľa štúdie [97] dostatočné. Oblasť závitov implantátu a plôch priliehajúcich k tejto oblasti mali globálnu veľkosť prvku nastavenú na 0,04 mm z dôvodu komplikovanej geometrie. Sieť bola vytvorená s kontrolou tolerancie geometrie elementov, pričom bola vykonaná citlivostná analýza, ktorej záverom bolo, že daná veľkosť prvku je vyhovujúca. Boli

modelované dva případy mechanickej interakcie medzi implantátom a priľahlým kostným tkanivom a oba varianty boli riešené s využitím kontaktov, a teda kontaktných elementov CONTA174 a TARGE170. Ukážka jedného z variantov siete konečných prvkov použitej k riešeniu je zobrazená na Obr.40.



Obr.40 Sieť konečných prvkov, na implantáte s detailom siete na závitte implantátu

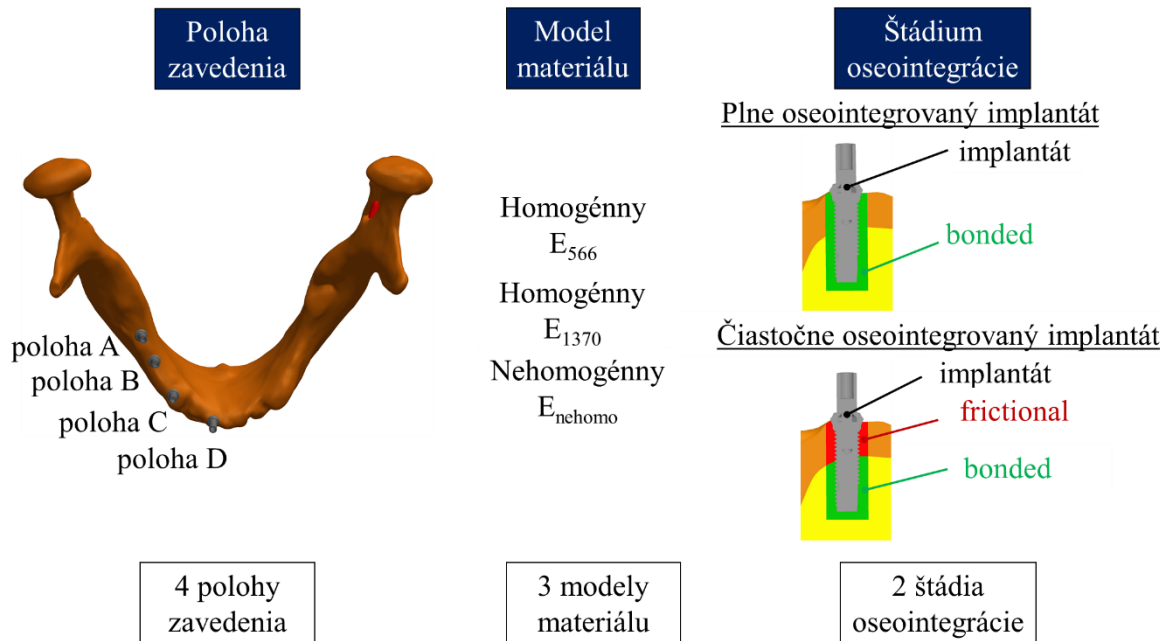
Celkový počet uzlov a elementov je rozdielny v závislosti na riešenom variante. Celkové počty uzlov a elementov sú uvedené v Tab.6.3.

Tab.6.3 Celkový počet uzlov a elementov pre všetky riešené varianty

Variant	Počet uzlov	Počet elementov
Poloha A	3 981 584	2 492 223
Poloha A+5	4 004 182	2 505 972
Poloha A-5	3 946 374	2 470 240
Poloha B	3 978 970	2 501 084
Poloha B+5	3 904 888	2 427 632
Poloha B-5	3 896 584	2 420 377
Poloha C	3 812 170	2 333 053
Poloha C+5	3 760 763	2 325 002
Poloha C-5	3 742 959	2 318 203
Poloha D	4 824 246	2 996 810
Poloha D+5	3 623 334	2 231 174
Poloha D-5	3 665 635	2 258 187

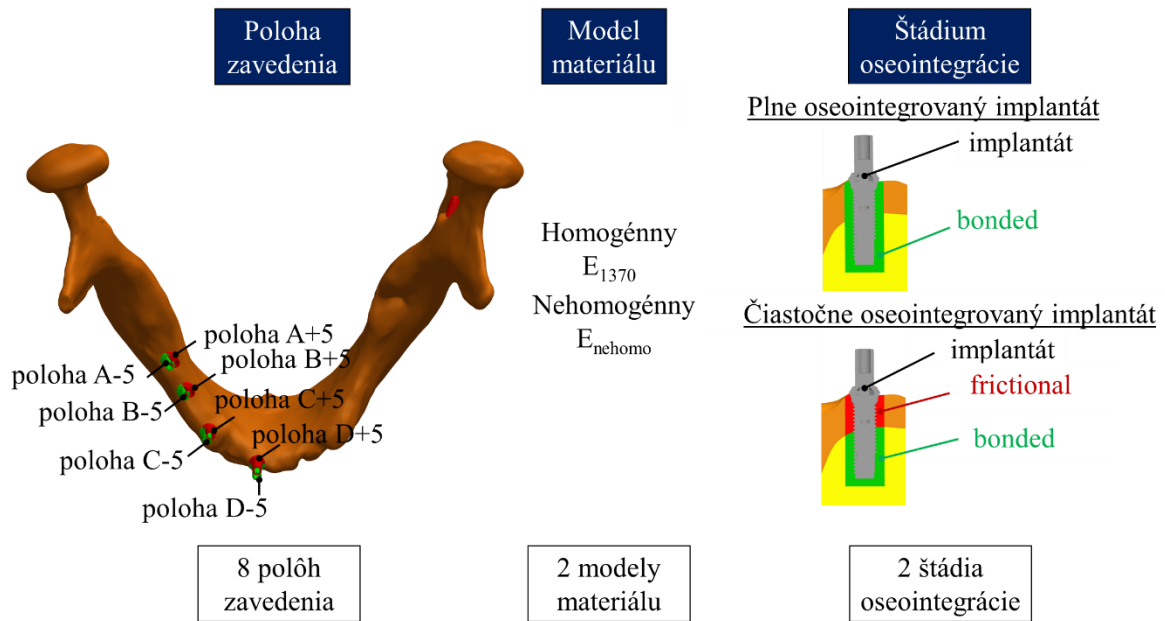
7. Prezentácia a analýza výsledkov

V prvej časti práce bolo vytvorených 24 výpočtových modelov (viď Obr.41). Boli vytvorené výpočtové modely pre štyri polohy zavedenia implantátu do dolnej čeľuste, pričom v každej polohe boli implantáty rôzne natočené voči oklúznej rovine. Ďalej boli pre každú polohu vytvorené tri varianty modelu materiálu a to E_{566} , E_{1370} a E_{nehom} . A pre všetky vyššie spomenuté varianty boli posúdené navyše dva varianty štádia oseointegrácie a to plne oseointegrovaný implantát a čiastočne oseointegrovaný implantát.



Obr.41 Prehľad riešených výpočtových modelov

V druhej časti práce bolo vytvorených 32 výpočtových modelov (viď Obr.42), pričom pre každú z polôh A až D boli vytvorené ďalšie dve polohy $+5^\circ$ a -5° , v ktorých boli implantáty natočené voči pôvodnej polohe o 5° (v kladnom a zápornom smere voči rovine vyznačenej na Obr.31). Každý z týchto variantov bol riešený s dvomi variantmi modelu materiálu a to E_{1370} a E_{nehom} (model materiálu E_{566} nie je riešený z dôvodu rozsahu práce). Pre každý z vyššie uvedených variantov boli opäť riešené dva varianty štádia oseointegrácie a to plne oseointegrovaný implantát a čiastočne oseointegrovaný implantát.



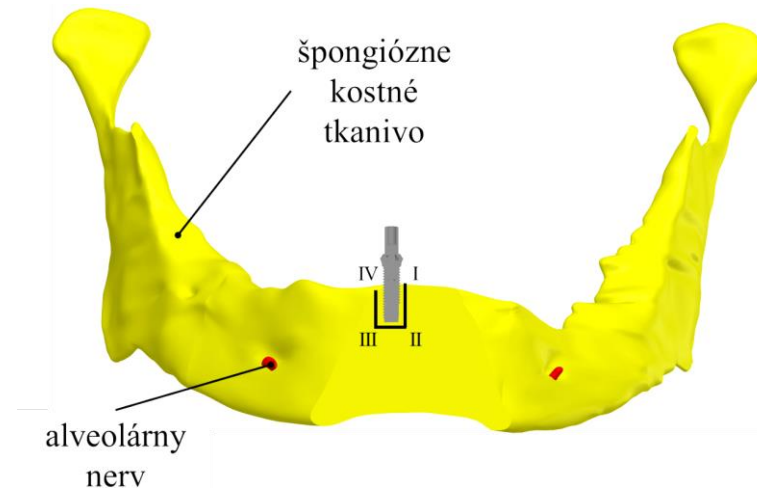
Obr.42 Prehľad riešených výpočtových modelov s implantátmi natočenými voči pôvodným polohám

7.1 Porovnanie nehomogénneho modelu materiálu pre jednotlivé polohy implantátu

Pri variante E_{nehomo} je model materiálu špongiózneho kostného tkaniva vytvorený pomocou CT čísel z CT snímkov. Takto vytvorený model materiálu rešpektuje hustotu kostného tkaniva, a s tým súvisiace mechanické vlastnosti – Youngov modul pružnosti.

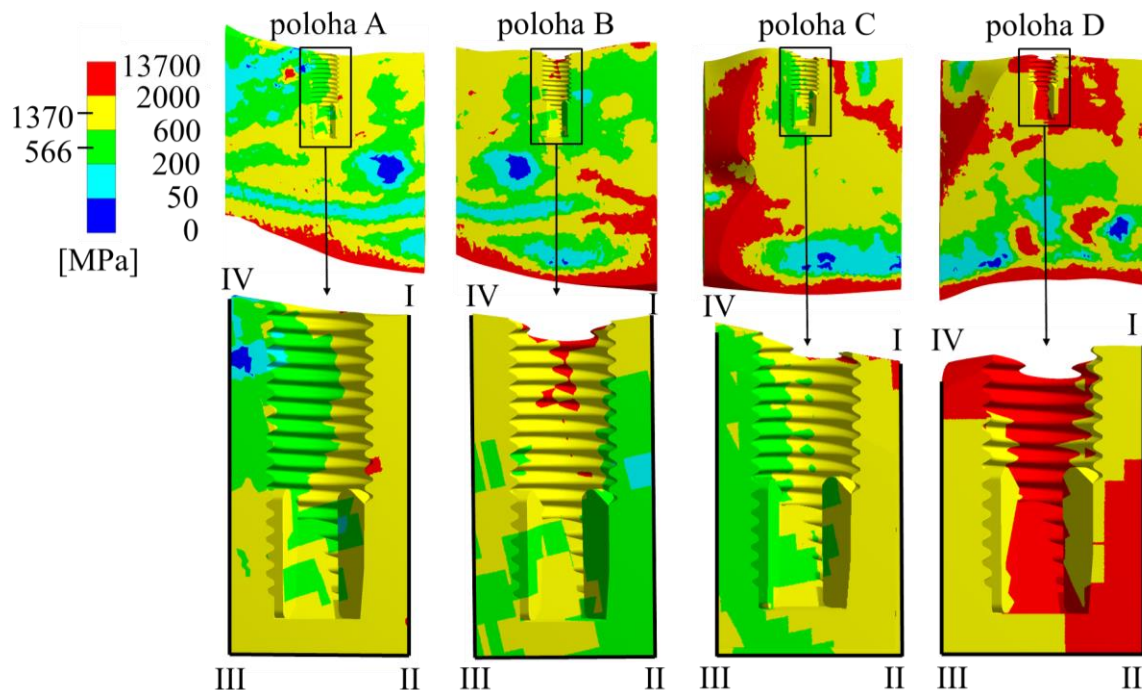
7.1.1 Porovnanie nehomogénneho modelu materiálu pre implantáty zavedené v pôvodných polohách

Pre každý zo štyroch variantov výpočtových modelov s rôznou polohou zavedenia dentálneho implantátu do dolnej čeľuste bol pre ilustráciu analyzovaný priebeh Youngovho modulu pružnosti vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu. Na Obr.43 je zobrazený model geometrie špongiózneho kostného tkaniva s vyznačenou cestou, pozdĺž ktorej je vykonaná analýza Youngovho modulu pružnosti. Vyhodnocovaná cesta je rozdelená na tri úseky, pričom prvý úsek (I-II) bol vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu rovnobežne s osou implantátu, druhý úsek (II-III) bol 1 mm od spodnej plochy implantátu a posledný, tretí vyhodnocovaný úsek (III-IV) je 1 mm od vrcholu závitú implantátu rovnobežne s osou implantátu. Pre všetky ostatné analyzované polohy boli cesty okolo implantátu vytvorené rovnakým spôsobom.



Obr.43 Vyhodnocovaná cesta okolo implantátu zavedeného v polohe D

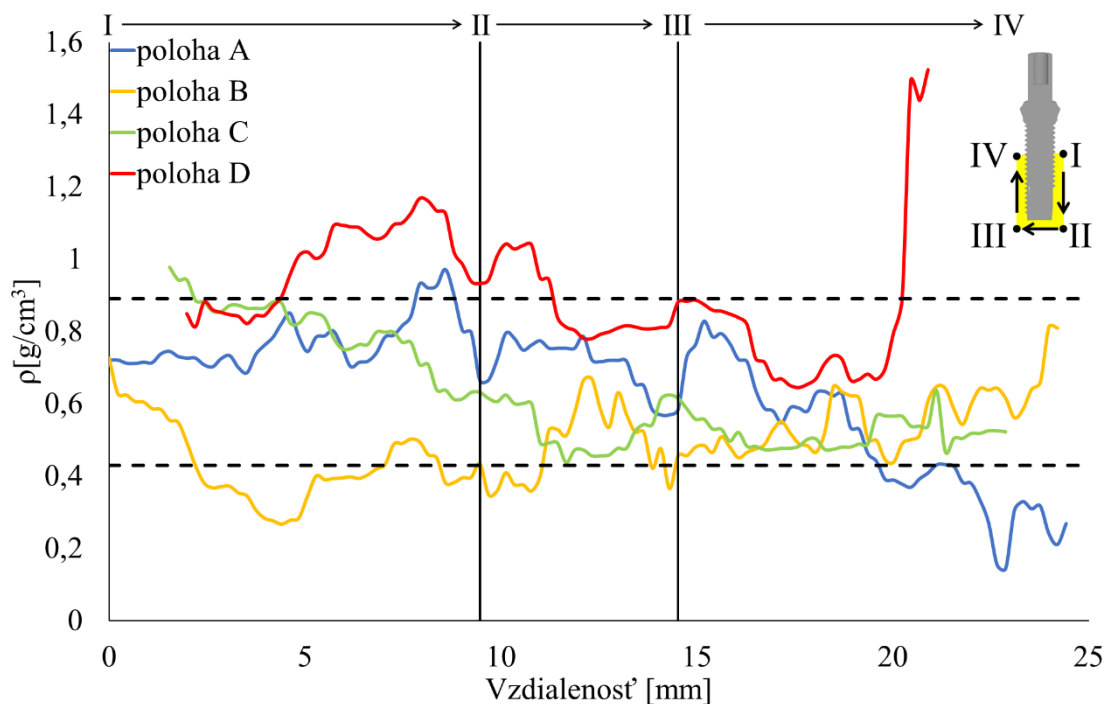
Pre každú polohu je na Obr.44 vykreslený v reze priebeh izolínií zobrazujúci meniaci sa Youngov modul pružnosti v segmente špongiózneho kosti - v okolí zavedeného implantátu (pre ilustráciu je navyše zvýraznená aj cesta okolo implantátu, ktorá bola popísaná vyššie). Pozdĺž tejto cesty boli analyzované hodnoty Youngovho modulu pružnosti a taktiež hustota špongiózneho kostného tkaniva. Z obrázku je možné vidieť, že v prípade zavedenia implantátu do polohy A a polohy B, je implantát zavedený tak, aby sa vyhol nervu.



Obr.44 Izolínie Youngovho modulu pružnosti pre segmenty so zavedenými implantátmi, zvýraznené cesty vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu

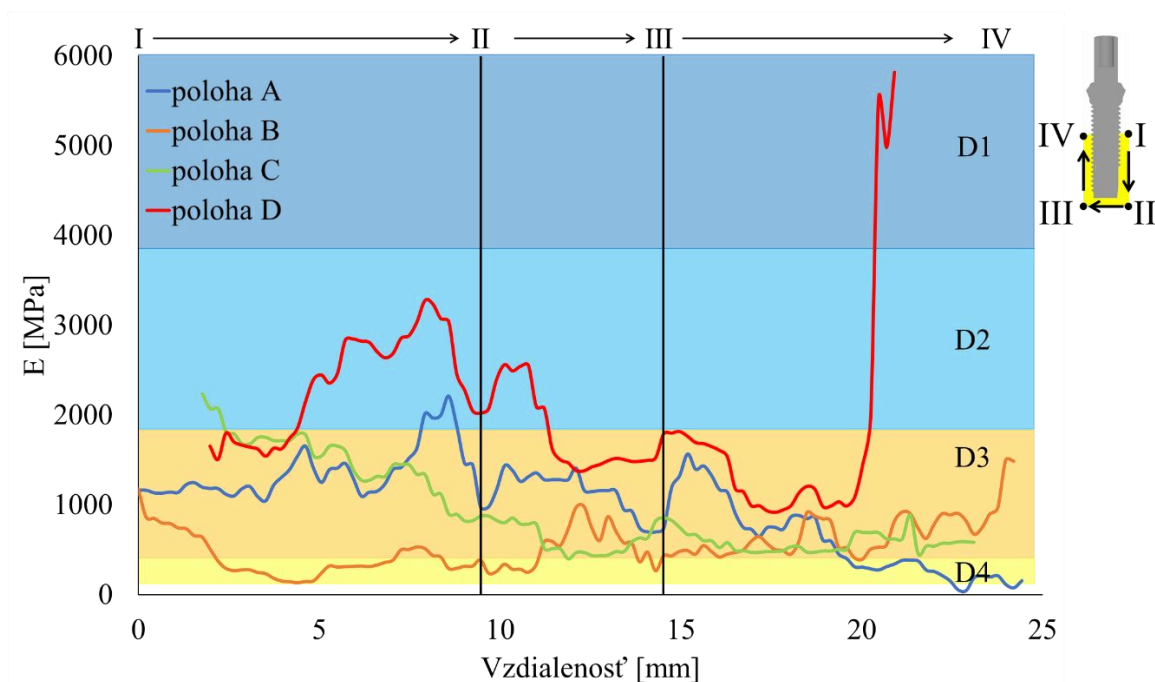
Na Obr.45 je zobrazená hustota kostného tkaniva vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu. Hustota špongiózneho tkaniva v dolnej čelisti sa podľa literatúry pohybuje v rozmedzí 0,43 - 0,89 g/cm³ [94], v závislosti na kvalite kostného tkaniva. Tieto dve hraničné hodnoty, ktoré reprezentujú nízku a vysokú hustotu špongiózneho kostného tkaniva sú taktiež

zobrazené v obrázku. Najvyššie hodnoty hustoty boli zistené v prípade variantu zavedenia implantátu v polohe D.



Obr.45 Hustotu pozdĺž cesty vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu

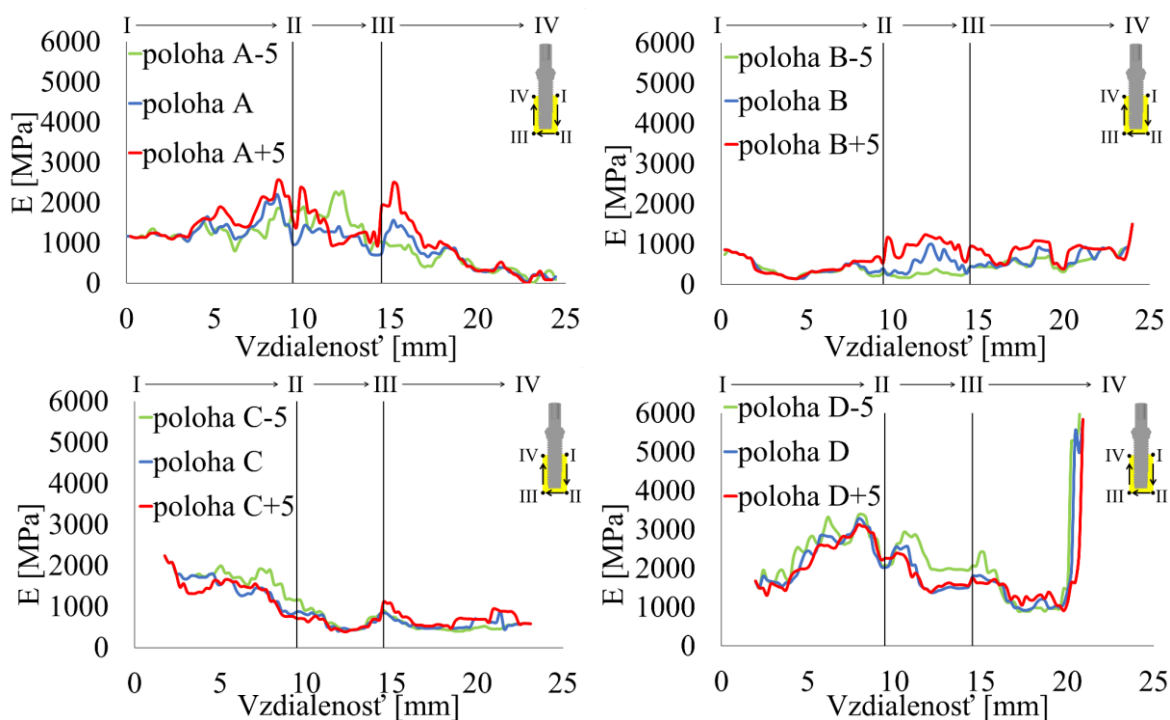
Na Obr.46 sú vykreslené hodnoty Youngovho modulu pružnosti pozdĺž pripravených ciest, pre všetky riešené varianty (A až D). Najvyššie hodnoty Youngovho modulu pružnosti boli zistené v prípade variantu zavedenia implantátu v polohe D. Jedná sa o oblasť prvého rezáku. Dôvodom je, že predná oblasť mandibuly sa na makro úrovni mení zo štruktúry špongiózneho trámčového kostného tkaniva na kortikálne kostné tkanivo, čo má za následok vyšší nárast hodnoty E v grafe. Modul pružnosti síce nedosahuje hodnoty kortikálneho kostného tkaniva, ale z dôvodu vysokej hustoty je modul pružnosti v tejto oblasti až trojnásobne vyšší. Tieto zistenia sú v zhode s anatómiou [102]. Všeobecne platí, že dolná čeľusť atrofuje najprv v zadnej časti a v prednej časti má vyššiu hustotu kostného tkaniva, čo tieto grafy potvrdzujú.



Obr.46 Youngov modul pružnosti pozdĺž cesty vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu

7.1.2 Porovnanie nehomogénneho modelu materiálu pre implantáty natočené voči pôvodnému zavedeniu

V prípade implantátov natočených voči pôvodným polohám sa hodnoty hustoty a Youngovho modulu pružnosti pohybovali v rovnakých intervaloch ako pre pôvodnú polohu. Na Obr.47 sú vykreslené priebehy Youngovho modulu pružnosti, pričom možno vidieť, že nehomogénny materiál rešpektuje lokálne zmeny hustoty kostného tkaniva.

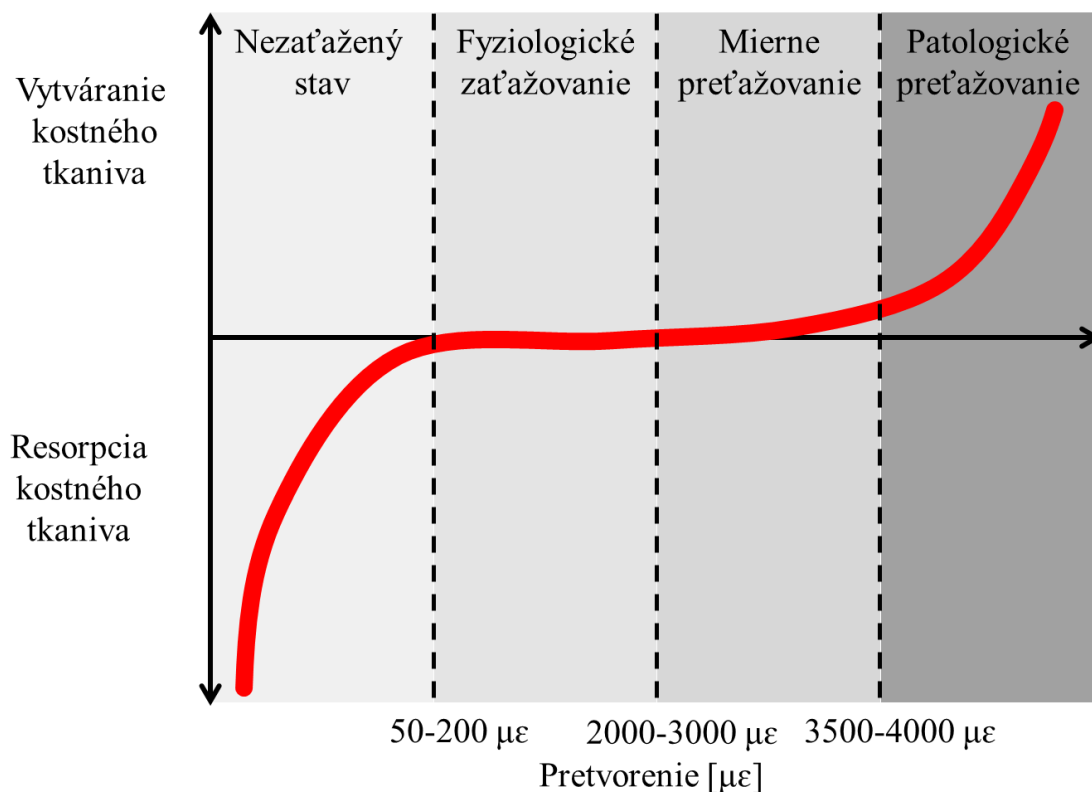


Obr.47 Youngov modul pružnosti okolo implantátu pre polohy A-D a ich natočené polohy

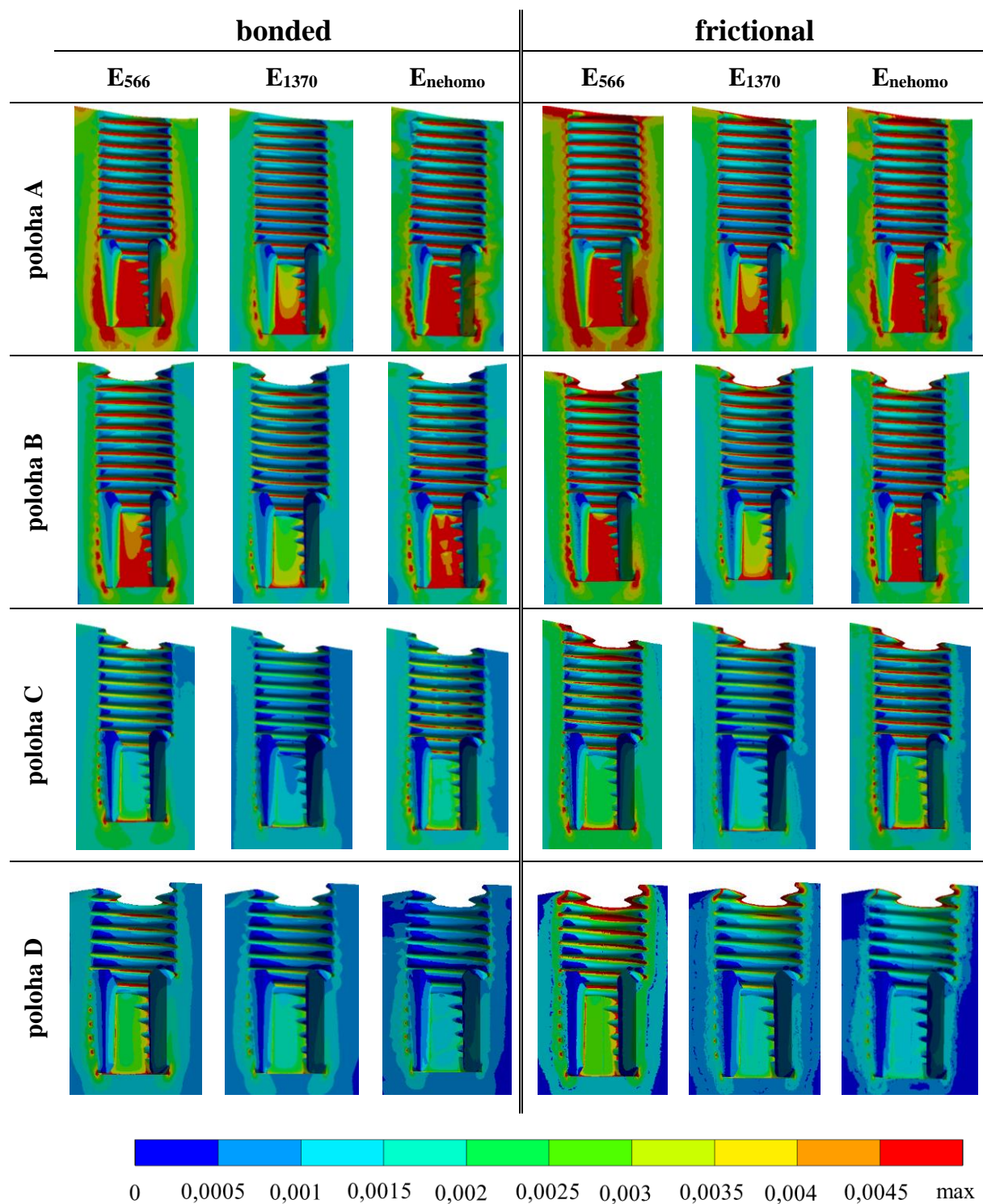
7.2 Vyhodnotenie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive

Pre hodnotenie mechanického namáhania kostného tkaniva sa využíva veličina pretvorenia. V prácach [6; 71] autori najčastejšie využívajú veličinu intenzitu pretvorenia. Intenzita pretvorenia bola v tejto práci vyhodnocovaná a analyzovaná v kostnom tkanive (kortikálnom a aj v špongióznom) pozdĺž závitov implantátu, ako aj vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitov implantátu (viď Obr.43). Analyzovaná bola pre všetky polohy zavedenia dentálneho implantátu v oboch variantoch (bonded – úplne oseointegrovaný implantát a frictional – čiastočne oseointegrovaný implantát). Na Obr.49 je prezentované rozloženie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive, v mieste zavedenia implantátu.

Hraničné hodnoty pretvorenia pre jednotlivé procesy remodelácie kosti, ktoré pri zaťažení kosti prebiehajú popísal Frost (viď Obr.48) [18]. K remodelácii kosti dochádza, ak sa hodnota intenzity pretvorenia pohybuje v oblasti 0,002 - 0,0025. V prípade nedostatočného zaťaženia, t.j. hodnota intenzity pretvorenia je menšia ako 0,002, môže dochádzať k resorpcii. V prípade preťažovania, t.j. hodnota vyššia ako 0,0025 môže dochádzať k nárastu kostného tkaniva. Hranica, za ktorou dochádza k patologickému preťažovaniu je hodnota 0,0035. Po prekročení tejto hranice dochádza k tvorbe nového kostného tkaniva, ktoré je síce pevné, ale krehké. Po prekročení hodnoty 0,025 dochádza k porušeniu kostného tkaniva. Hranica patologického preťažovania bola vynesena do obrázkov pre všetky riešené varianty.



Obr.48 Schematické znázornenie hraničných hodnôt pretvorenia pre rôzne stavy zaťažovania (prevzaté a upravené z [103; 104])



Obr.49 Rozložení intenzity pretvorenia v kostnom tkanive

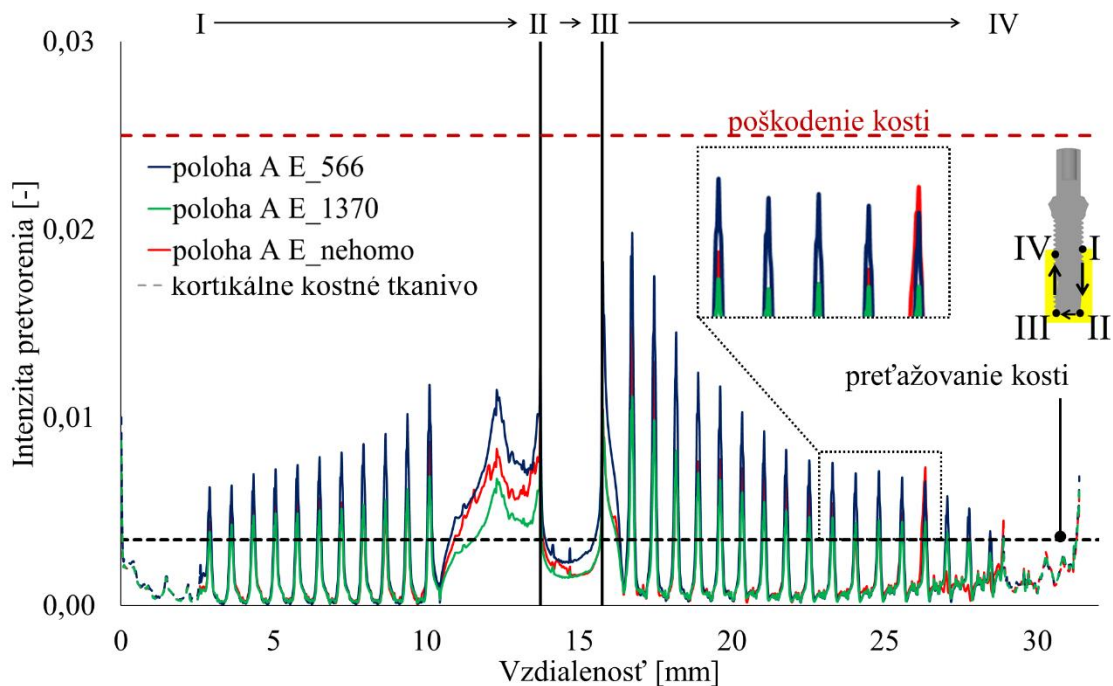
7.2.1 Cesta pozdĺž závitov implantátu

Priebehy intenzity pretvorenia v kostnom tkanive boli analyzované pozdĺž závitov implantátu.

Pre plne oseointegrovaný implantát (variant bonded), boli najvyššie maximálne hodnoty intenzity pretvorenia pre model materiálu E_{566} , čo možno predpokladať vzhľadom k tomu, že hodnota Youngovho modulu pružnosti bola nízka, a teda možno očakávať najvyššie deformácie kostného tkaniva, a teda aj hodnoty intenzity pretvorenia v špongióznom kostnom tkanive. V prípade variantov modelu materiálu E_{566} a E_{1370} mal trend nárastu a poklesu hodnôt pretvorenia okolo implantátu porovnateľný charakter (viď Obr.50). Na rozdiel od homogénnych modelov materiálu, riešené varianty s nehomogénnym model materiálu (E_{nehomo}), umožnili postihnúť pretvorenia závislého na lokálnej hustote kostného tkaniva.

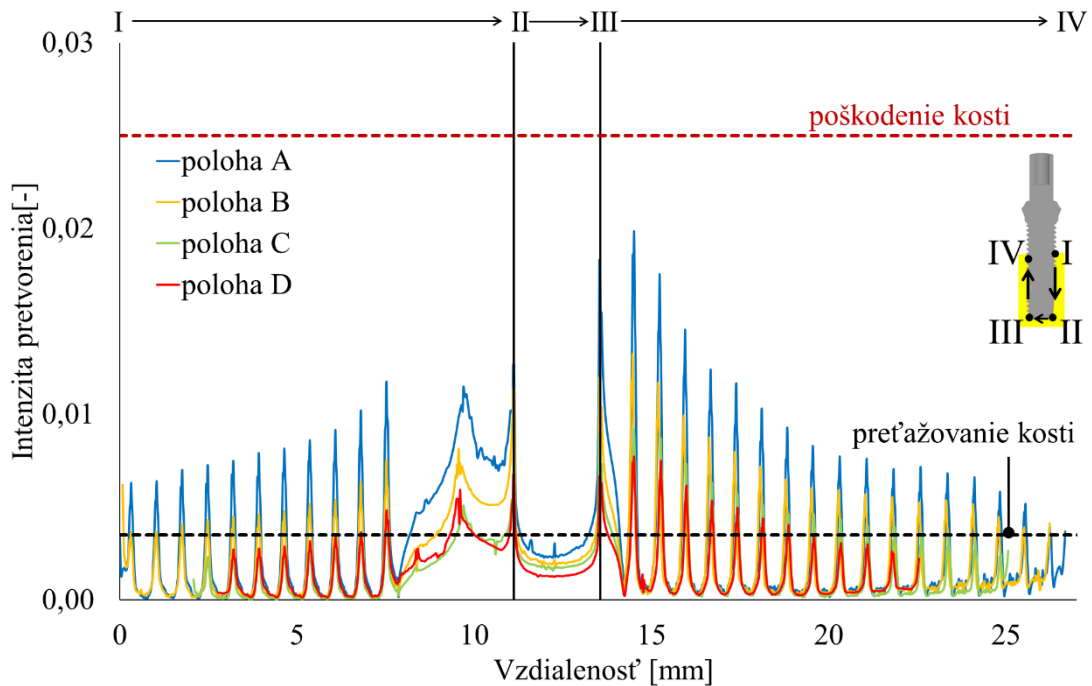
Na Obr.50 je v detaile možno vidieť, že pre homogénne materiály (E_{566} a E_{1370}) majú hodnoty intenzity pretvorenia porovnateľný charakter poklesu a nárastu (pri variante E_{566} je hodnota intenzity pretvorenia vždy vyššia ako pri variante E_{1370}), zatiaľ čo hodnota intenzity pretvorenia pre nehomogénny materiál má rozdielny charakter a to z dôvodu, že model materiálu E_{nehomo} rešpektuje lokálne premennú hustotu kostného tkaniva.

Vyhodnotenie intenzity pretvorenia pozdĺž závitov implantátu bolo vykonávané len v špongióznom kostnom tkanive z dôvodu rozdielnej hrúbky kortikálneho kostného tkaniva pre jednotlivé polohy zavedenia a z toho vyplývajúceho problému s prehľadnosťou analýzy. Pri porovnávaní intenzít pretvorenia pre jednu polohu zavedenia a rozdielne modely materiálu (viď Obr.50) je možné porovnanie vykonať aj so zahrnutím kortikálneho kostného tkaniva. Rozdiel v hodnotách intenzity pretvorenia v kortikálnom kostnom tkanive je z hľadiska voľby modelu materiálu špongiózneho kostného tkaniva nepodstatný.

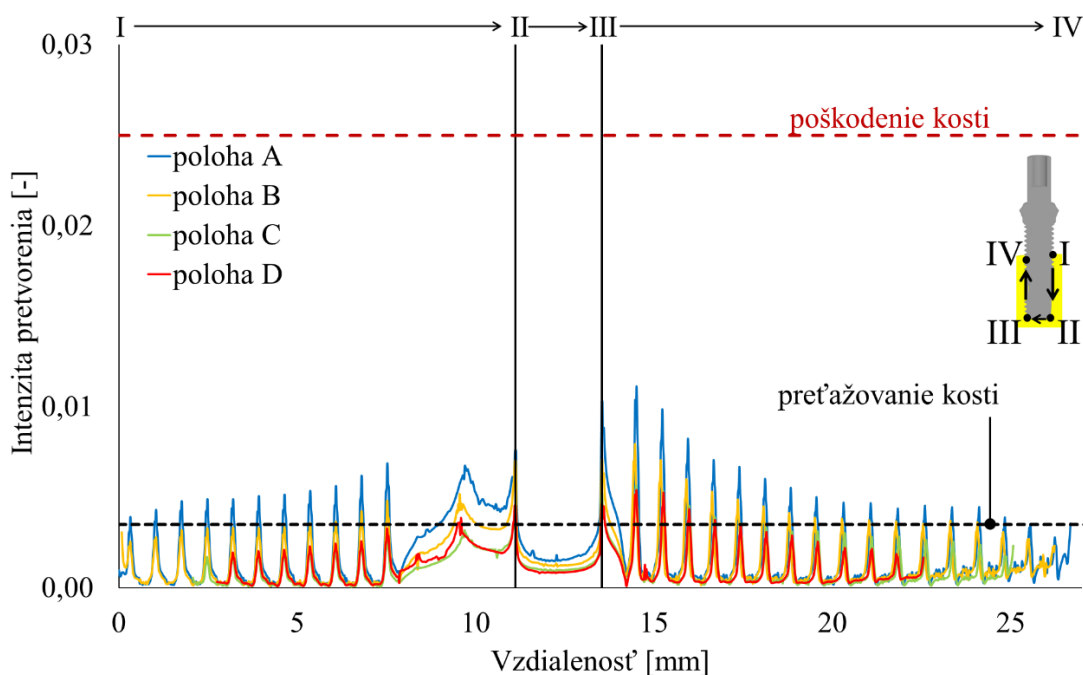


Obr.50 Porovnanie intenzity pretvorenia pre polohu A, pre všetky varianty modelu materiálu

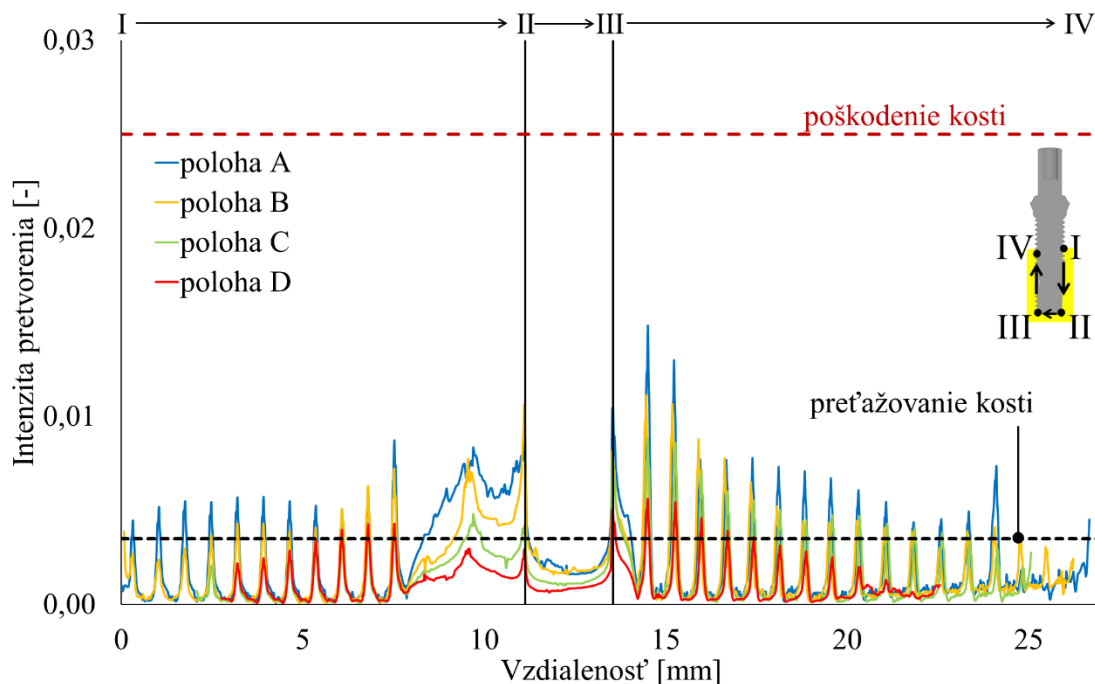
Ako je možno vidieť na Obr.51 maximálne hodnoty intenzity pretvorenia sú dosiahnuté v prípade, že implantát je zavedený v polohe A. Je to prípad, kedy je implantát zavedený percentuálne najväčšou časťou v špongióznom kostnom tkanive v porovnaní s ostatnými polohami. Pri variante modelu materiálu E_{1370} a E_{566} (teda homogénne modely materiálu) možno na Obr.51 a Obr.52 vidieť, že najvyššie hodnoty intenzity pretvorenia sú dosiahnuté v polohe A, nasleduje ju poloha B, potom poloha C a najnižšie hodnoty sú dosiahnuté pre polohu D. Pre variant s modelom materiálu E_{nehomo} je na Obr.53 možno vidieť, že hodnoty intenzity pretvorenia sú závislé na hustote kostného tkaniva, a teda sú premenné pre všetky polohy zavedenia.



Obr.51 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{566} variant bonded

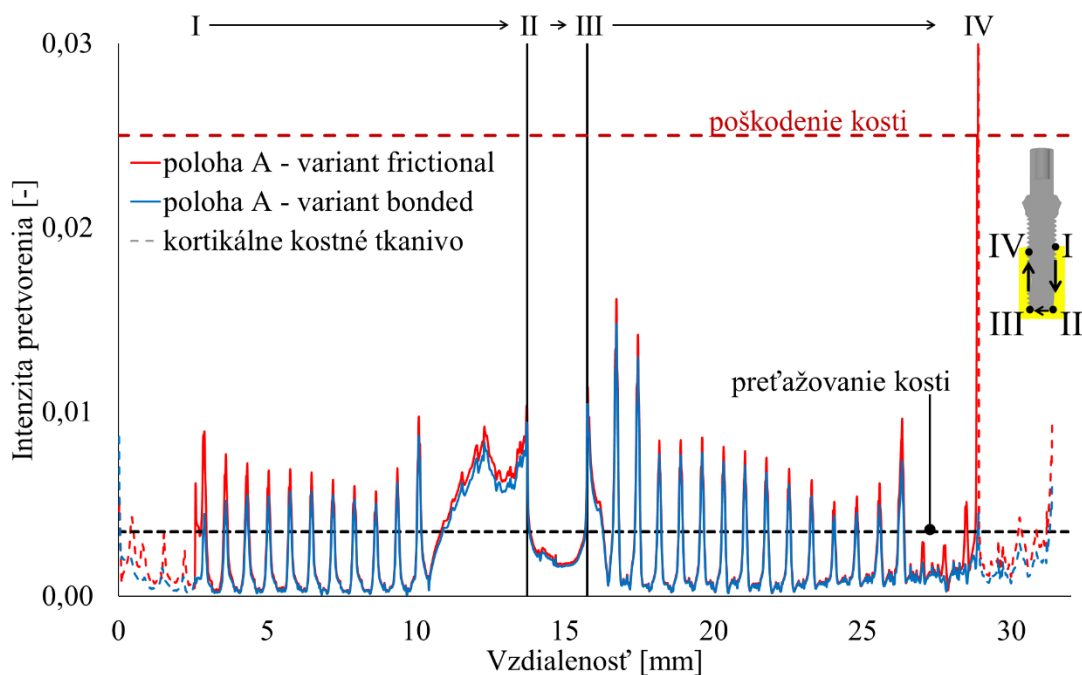


Obr.52 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{1370} variant bonded



Obr.53 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{nehomo} variant bonded

Pre variant frictional, teda čiastočne oseointegrovaný implantát, boli najvyššie hodnoty intenzity pretvorenia dosiahnuté taktiež v prípade modelu materiálu E_{566} , ako to bolo aj v prípade variantu bonded (vid' Obr.51). Na rozdiel od plne oseointegrovaného implantátu je v prípade čiastočne oseointegrovaného implantátu možné vidieť vysoký nárast hodnôt na rozhraní špongiózneho kostného tkaniva a kortikálneho kostného tkaniva (vid' Obr.54). Keďže na Obr.54 sa jedná o totožnú polohu zavedenia, je možné prehľadné vykreslenie hodnôt intenzity pretvorenia aj pre kortikálne kostné tkanivo. Ako v prípade špongiózneho kostného tkaniva, aj v prípade kortikálneho kostného tkaniva sú dosiahnuté vyššie hodnoty intenzity pretvorenia pre variant čiastočne oseointegrovaného implantátu.

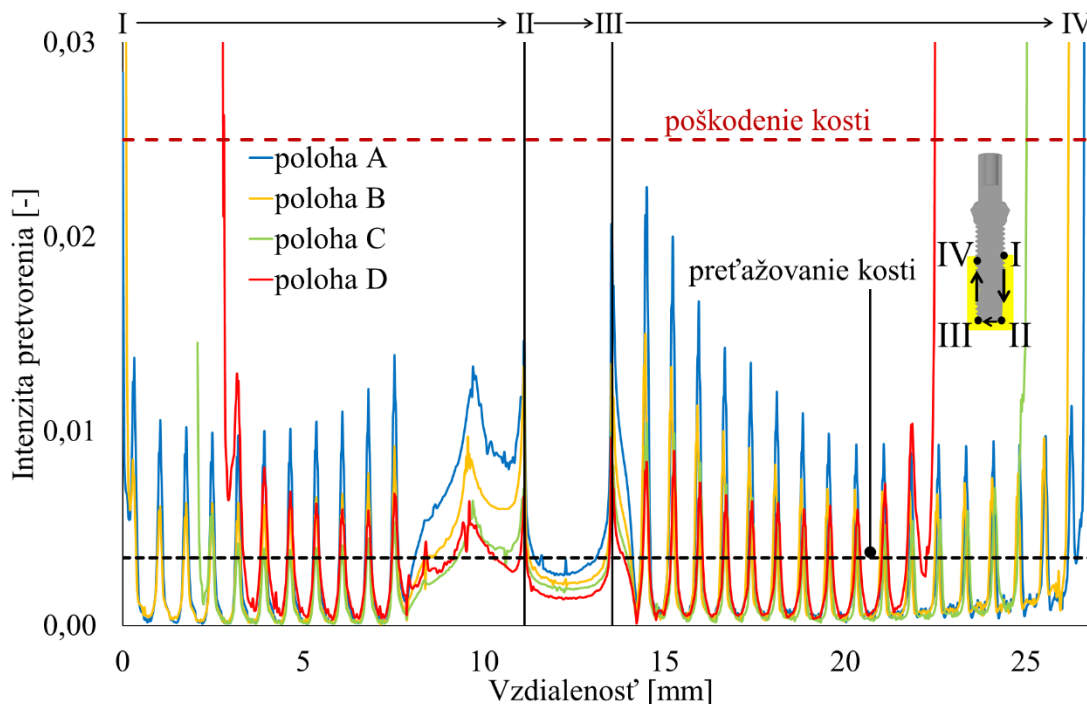


Obr.54 Porovnanie hodnôt intenzity pretvorenia pre variant bonded a frictional (E_{nehomo})

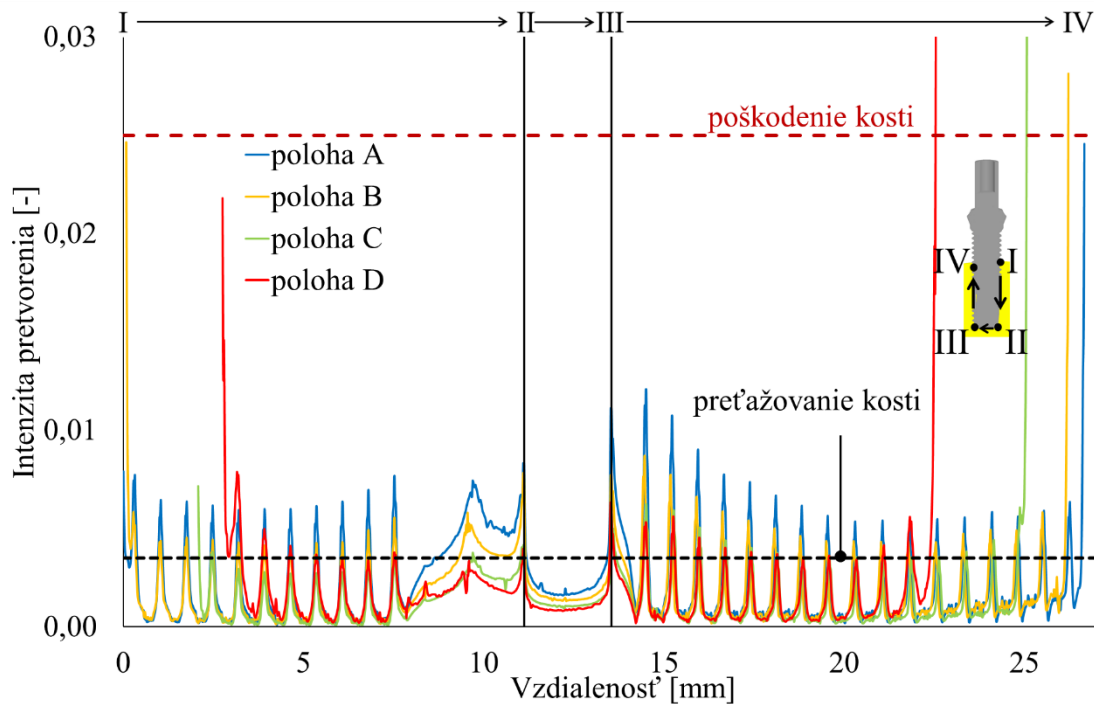
V oblasti rozhrania medzi kortikálnym a špongióznym kostným tkanivom dochádza k preťažovaniu kostného tkaniva. Obdobné výsledky boli dosiahnuté aj v práci Marcián a kol. [71], v ktorej bola deformačne-napěťová analýza vykonaná s využitím výpočtového modelu vytvoreného z mikro CT snímkov. Aj v tomto prípade boli hodnoty intenzity pretvorenia vyššie pre čiastočne oseointegrovaný implantát v špongióznom kostnom tkanive a najviac preťažované kostné tkanivo bolo na rozhraní medzi kortikálnym a špongióznym kostným tkanivom.

V prípade modelu materiálu E_{566} možno na Obr.55 vidieť, že na tomto rozhraní dochádza k prekročeniu hranice poškodenia kosti, t.j. hodnota 0,025, vo všetkých riešených variantoch zavedenia implantátu. V prípade modelu materiálu E_{1370} sa hodnota intenzity pretvorenia nad túto hranicu nedostane len v prípade zavedenia implantátu v polohe A (viď Obr.56).

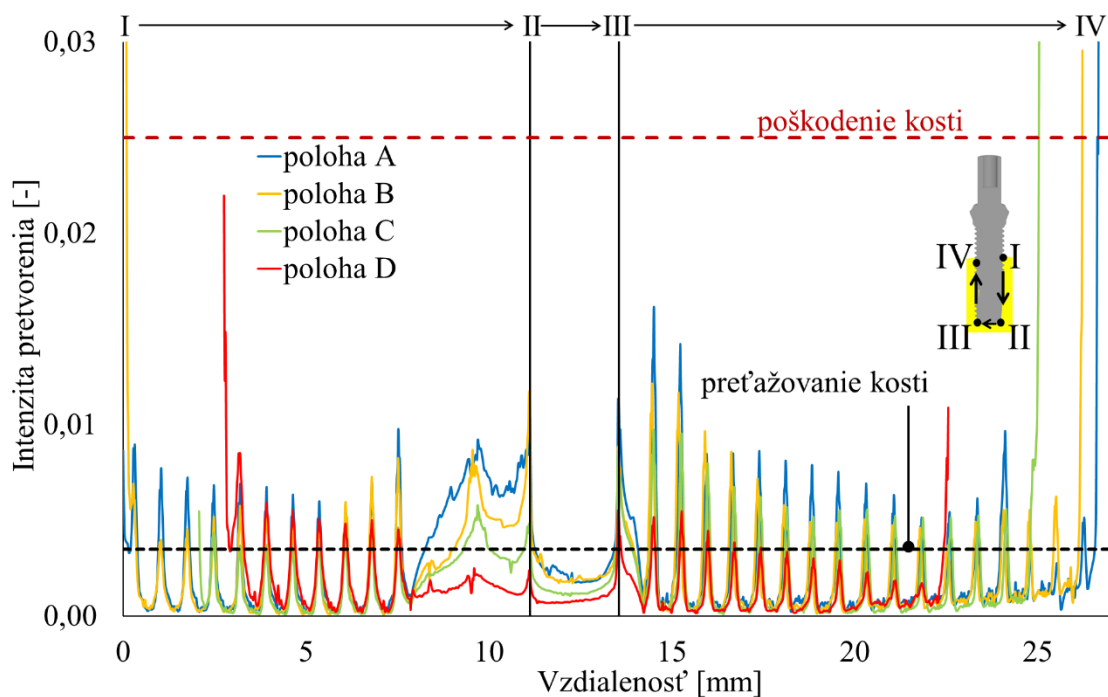
V prípade modelu materiálu E_{nehomo} (viď Obr.57), ktorý rešpektuje hustotu kostného tkaniva, dosahujú hodnoty intenzity pretvorenia na rozhraní vyššie hodnoty ako 0,025 - t.j. hranicu poškodenia kosti, a to konkrétne pre polohu A, B a polohu C. V prípade polohy C je možno na Obr.44 vidieť, že hodnota E sa v blízkosti rozhrania pohybuje v hodnotách menších ako 600 MPa (t.j. kvalita kostného tkaniva D3) a v prípade polohy A je v oblasti rozhrania vidieť pokles hodnoty E pod hodnotu 200 MPa (t.j. kvalita kostného tkaniva D4), z čoho vyplýva, že hustota kostného tkaniva je v týchto oblastiach nízka.



Obr.55 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{566} variant frictional



Obr.56 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{1370} variant frictional

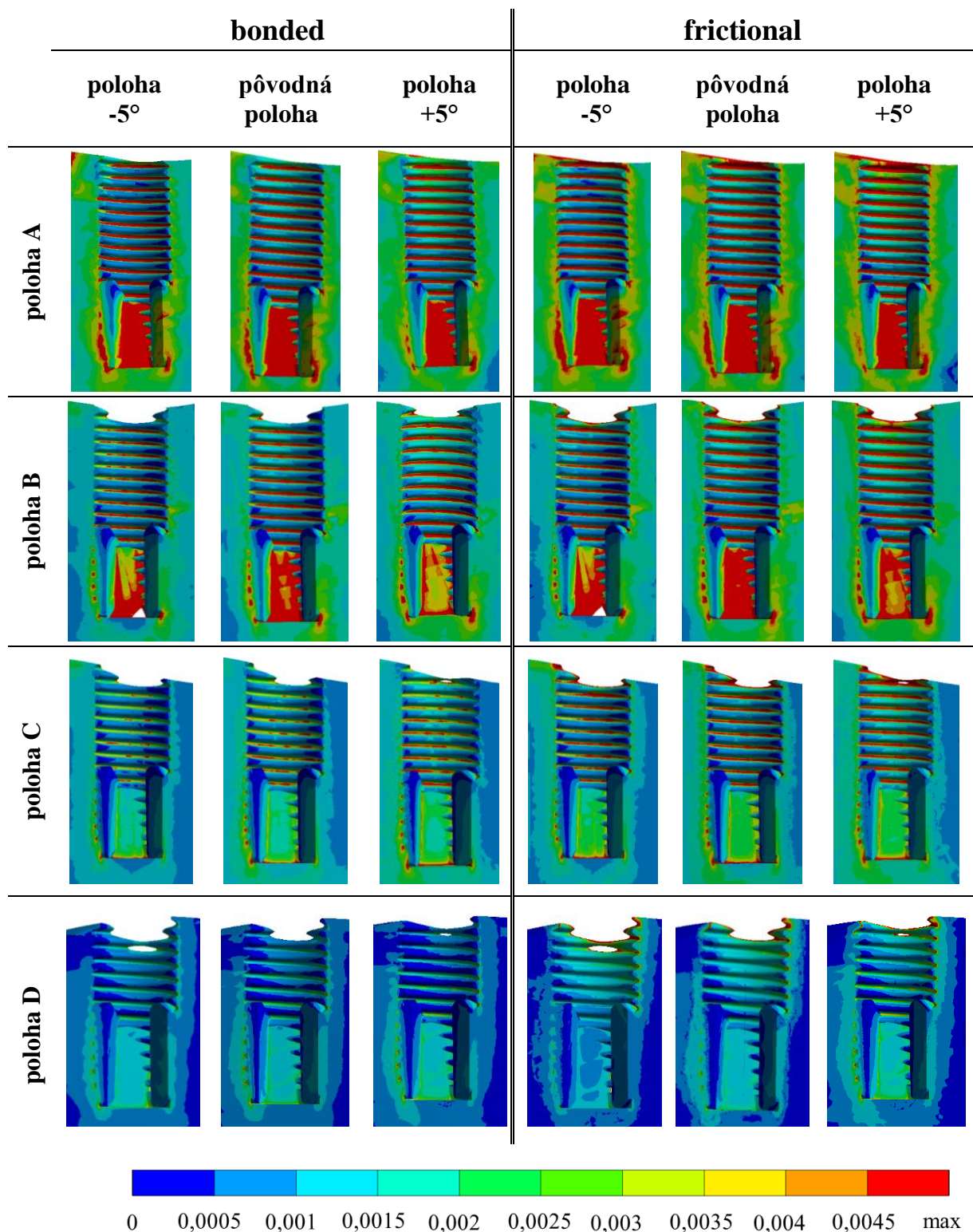


Obr.57 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{nehomo} variant frictional

7.2.2 Cesta pozdĺž závitov implantátu – variant $+5^\circ$, -5°

V prípade implantátov natočených voči pôvodným polohám o $+5^\circ$ a -5° , boli vyhodnocované intenzity pretvorenia z dôvodu rozsahu práce len pre modely materiálu E_{1370} a E_{nehomo} (oba tieto modely materiálu sú najcitovanejšie v literatúre). Navyše boli uvažované dva

varianty štádia oseintegrácie, tak ako v predchádzajúcej podkapitole. Na Obr.58 je prezentované rozloženie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive v okolí zavedeného implantátu.



Obr.58 Rozloženie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive pre natočené polohy (pre model materiálu E_{nehom})

V prípade porovnania rozdielov medzi použitým modelom materiálu je rovnaký záver ako v predchádzajúcej kapitole a to, že model materiálu E_{nehomo} postihuje lokálne zmeny hustoty a tomu teda odpovedá aj premenná hodnota intenzity pretvorenia. V prípade materiálu E_{1370} mal trend nárastu a poklesu porovnateľný charakter pre všetky natočenia vo všetkých polohách a preto z dôvodu rozsahu práce je v nasledujúcom texte vyhodnocovaný len materiál E_{nehomo} .

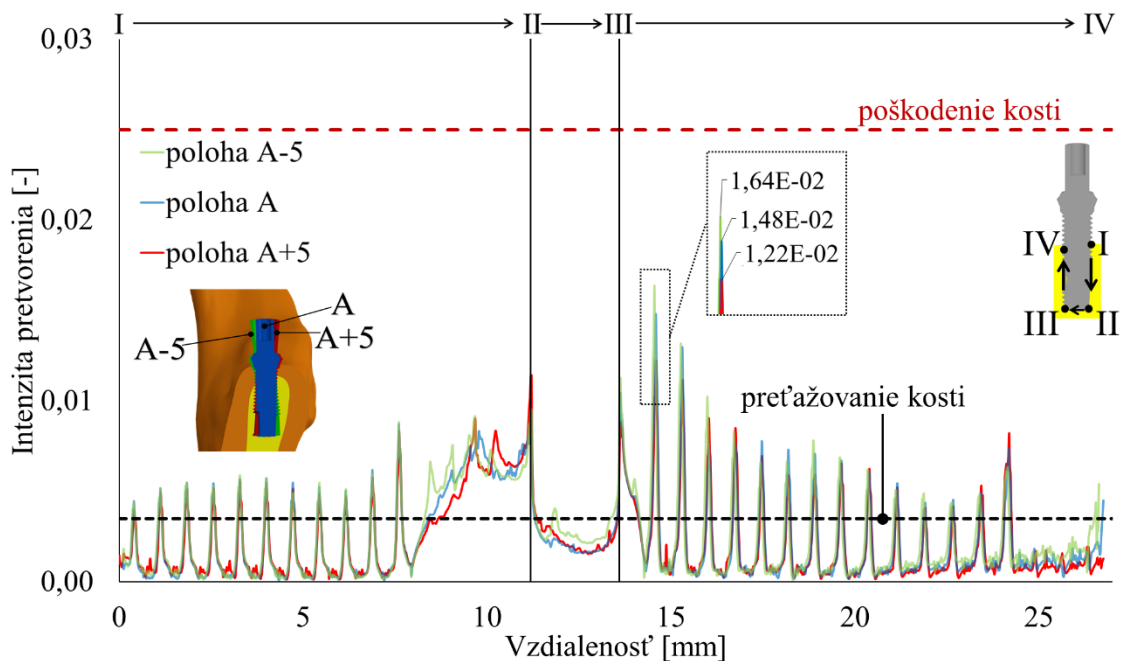
V prípade polohy A sú maximálne hodnoty intenzity pretvorenia dosiahnuté pre implantát zavedený v natočenej polohe o -5° . Pri zavedení implantátu v polohe $A-5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 11 % vyššia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe A. V prípade implantátu zavedeného v polohe $A+5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 18 % nižšia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe A (viď Obr.59).

V prípade polohy B sú dosiahnuté maximálne hodnoty intenzity pretvorenia pre implantát zavedený v polohe $+5^\circ$. Pri zavedení implantátu v polohe $B-5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 30 % nižšia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe B. V prípade implantátu zavedeného v polohe $B+5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 10 % vyššia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe B (viď Obr.60).

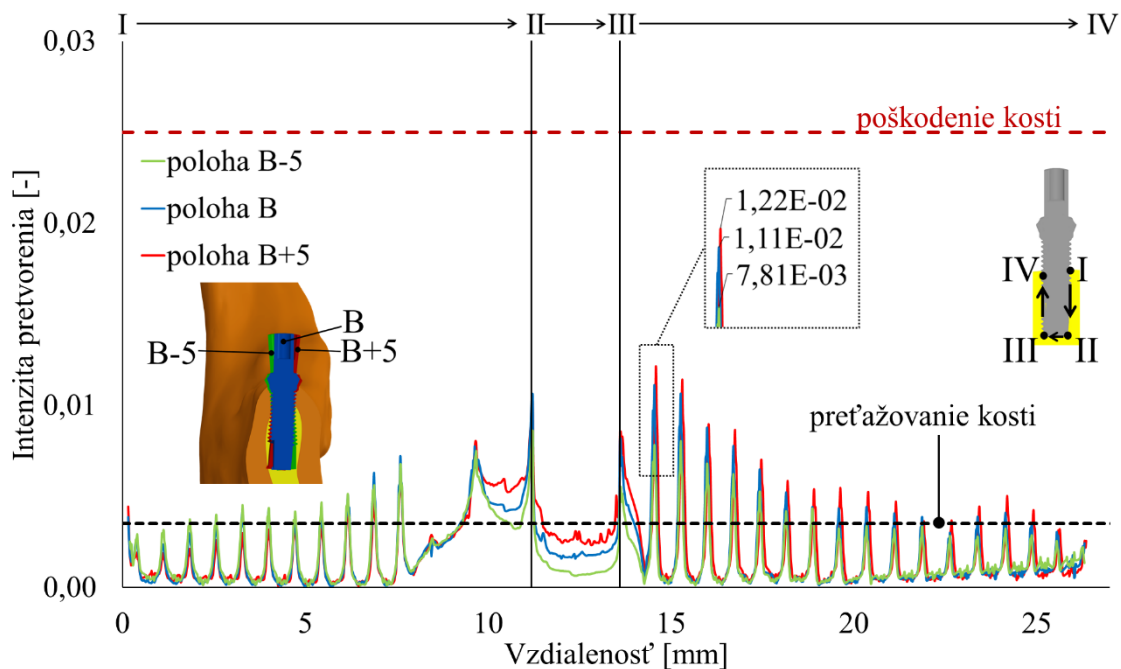
V prípade polohy C sú dosiahnuté maximálne hodnoty intenzity pretvorenia v polohe $+5^\circ$. V prípade zavedenia implantátu v polohe $C-5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 16 % nižšia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe C. V prípade implantátu zavedeného v polohe $C+5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 2 % vyššia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe C (viď Obr.61).

Všetky polohy zavedenia dosahujú porovnateľné hodnoty intenzity pretvorenia pre implantáty zavedené v polohách D, $D+5$ a $D-5$. Pri zavedení implantátu v polohe $D-5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 20 % nižšia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe D. V prípade implantátu zavedeného v polohe $D+5^\circ$ je maximálna hodnota intenzity pretvorenia o 5 % vyššia ako maximálna hodnota intenzity pretvorenia v polohe D (viď Obr.62).

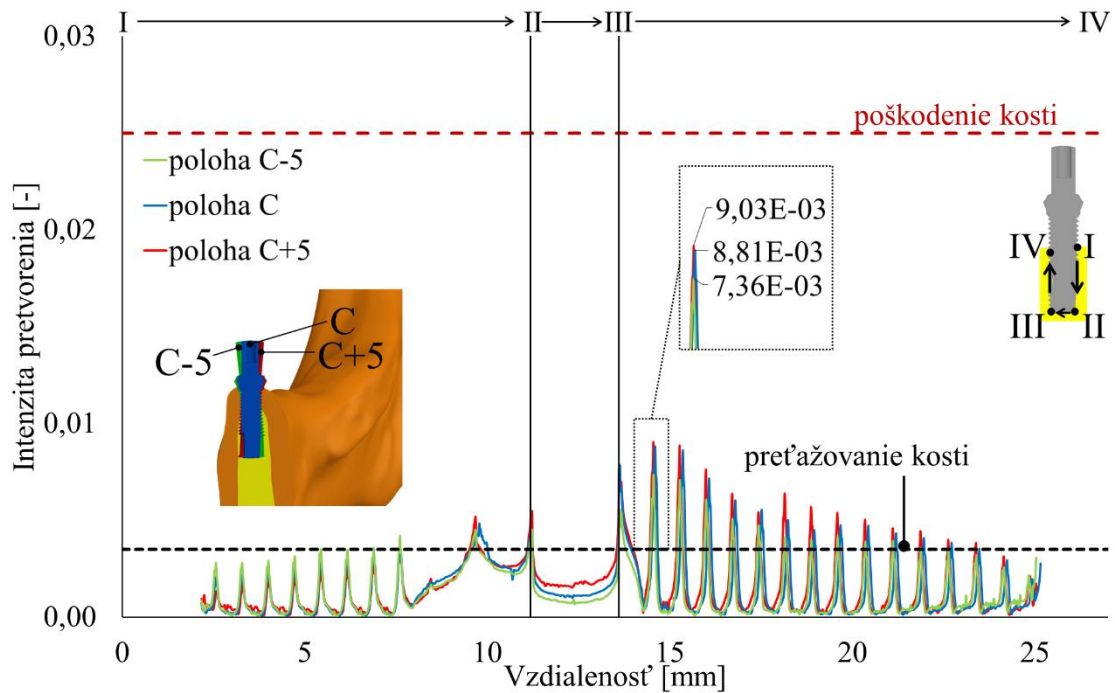
Vo všetkých polohách je trend nárastu a poklesu hodnôt intenzity pretvorenia porovnateľný. Natočenie implantátu, má ale vplyv na maximálne dosiahnuté hodnoty intenzity pretvorenia. Rozdiel maximálnych hodnôt intenzít pretvorenia natočených polôh voči pôvodným polohám je v rádoch jednotiek, maximálne desiatok percent. V prípade modelu materiálu E_{1370} boli rozdiely v maximách v podobných rozsahoch (t.j. rády jednotiek, maximálne desiatok percent).



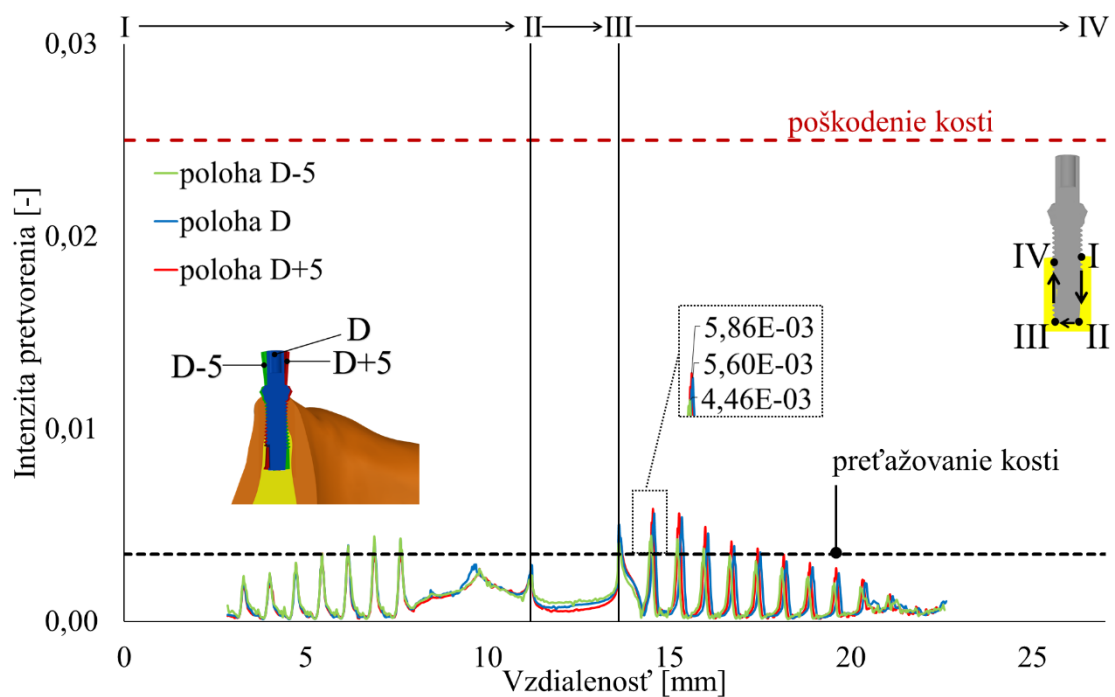
Obr.59 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant bonded



Obr.60 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant bonded

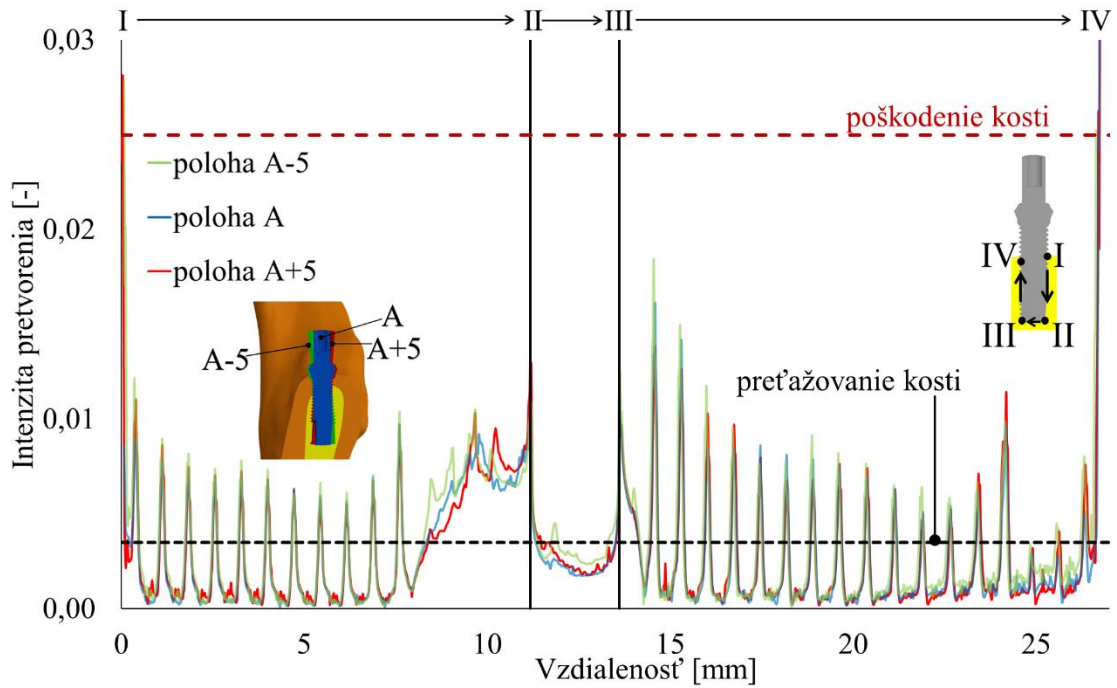


Obr.61 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant bonded

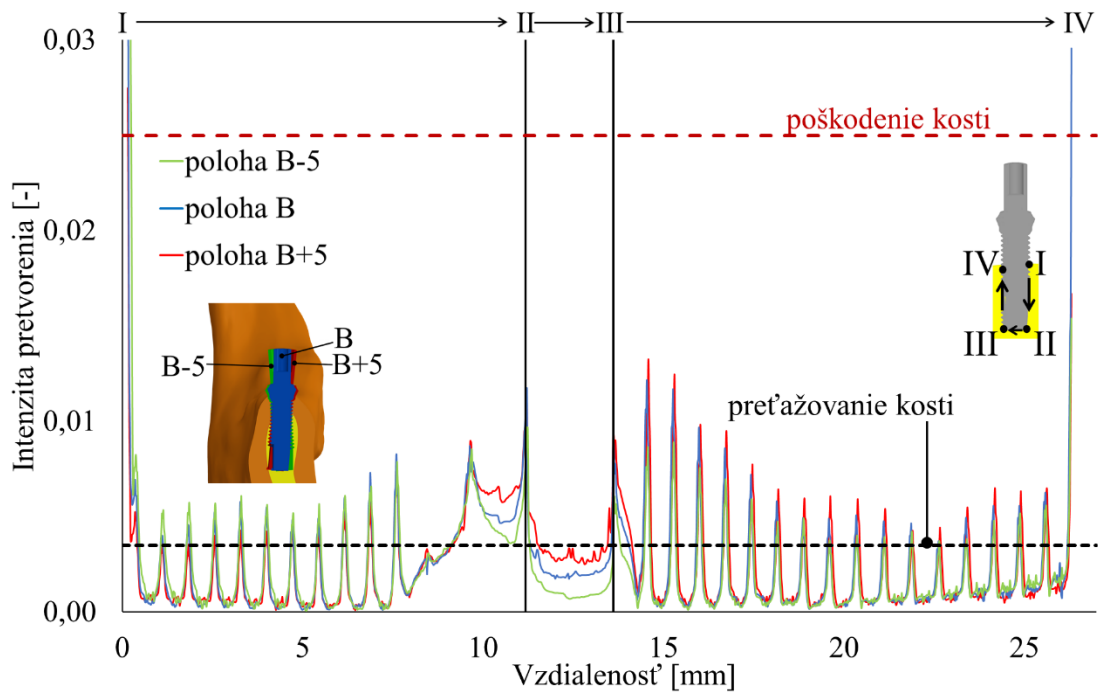


Obr.62 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant bonded

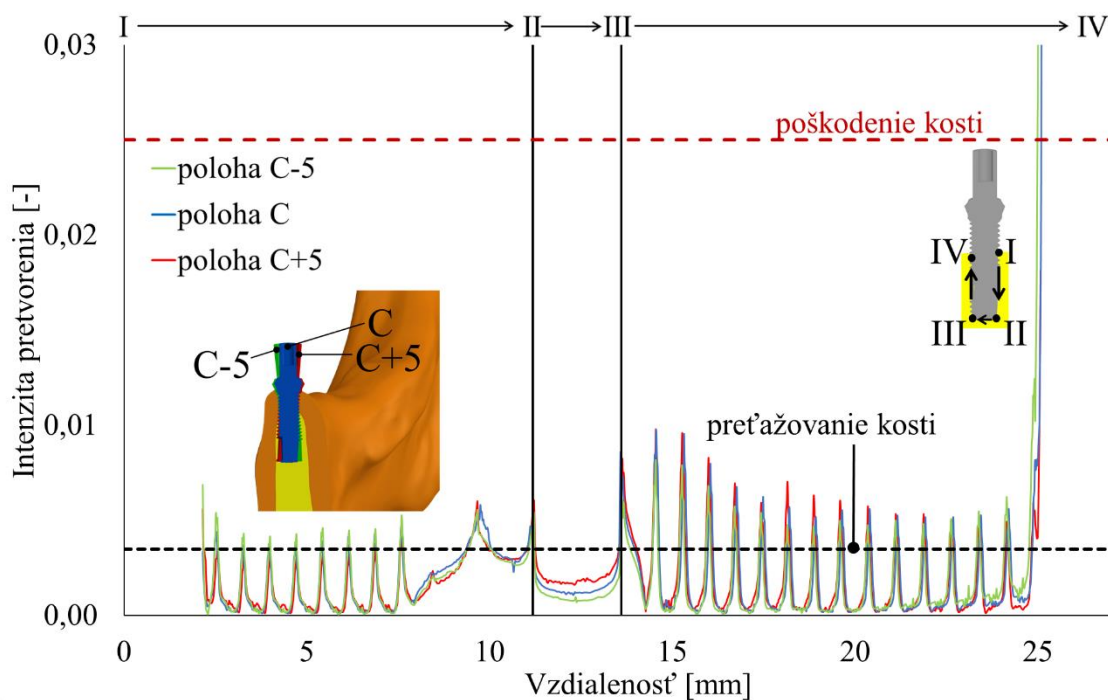
Ako v prípade implantátov zavedených v pôvodných polohách A-D (viď Obr.55, Obr.56, Obr.57), tak aj v prípade natočenia implantátov voči pôvodnej polohe ($+5^\circ$ a -5°) boli dosiahnuté maximálne hodnoty intenzity pretvorenia pre variant čiastočne oseointegrovaného implantátu, a to konkrétne na rozhraní kortikálneho a špongiozného kostného tkaniva (viď Obr.63, Obr.64, Obr.65, Obr.66).



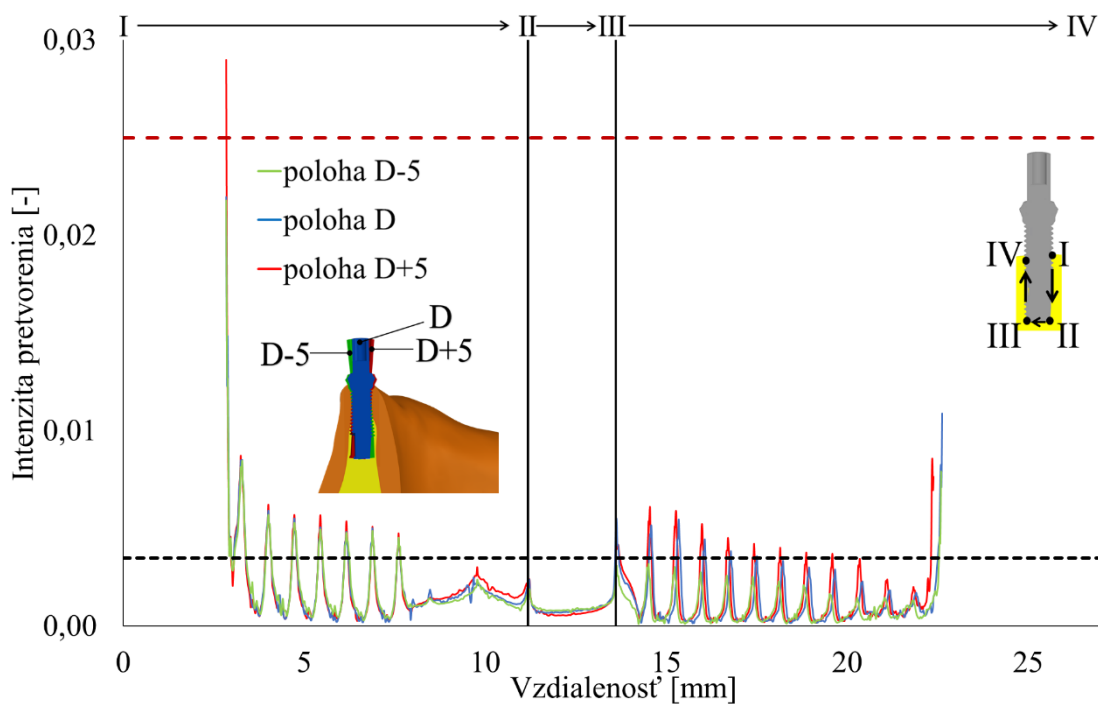
Obr.63 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant frictional



Obr.64 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant frictional



Obr.65 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant frictional



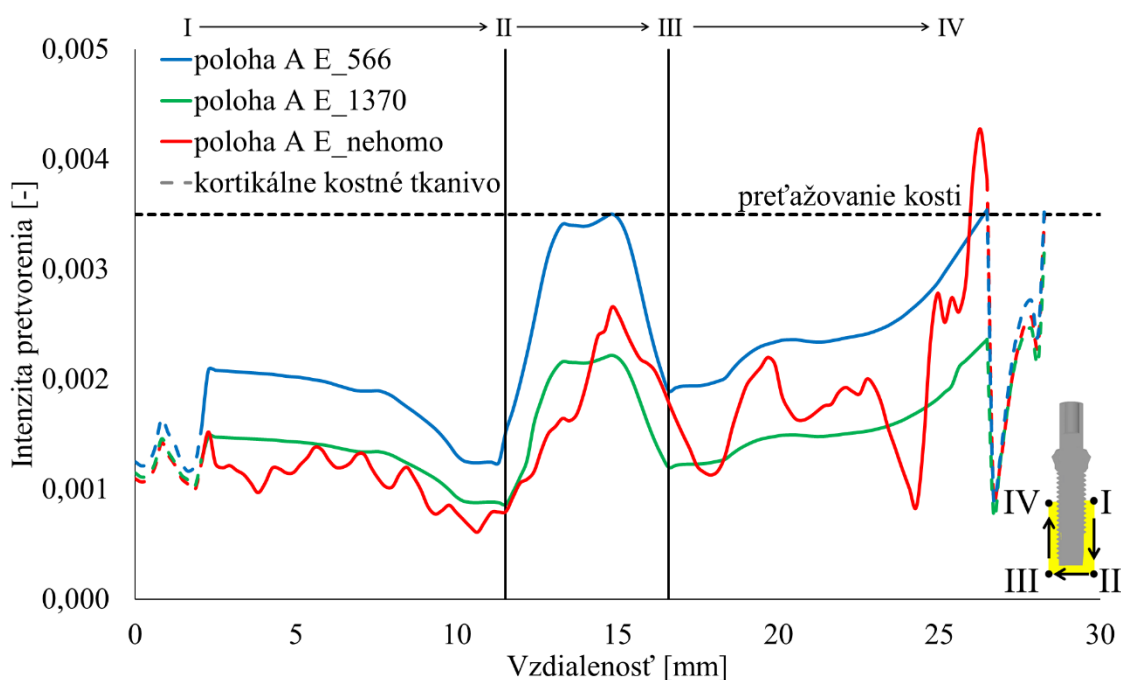
Obr.66 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant frictional

7.2.3 Lineárna cesta 1 mm od vrcholu závitú

Intenzita pretvorenia bola analyzovaná a vyhodnocovaná aj vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu na predpripravených valčekoch okolo celého implantátu. Na rozdiel od vyhodnocovania intenzity pretvorenia pozdĺž závitov implantátu, bola v prípade

vyhodnocovania vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitov implantátu vyhodnocovaná intenzita pretvorenia aj pre kortikálne kostné tkanivo. Vo všetkých nasledujúcich obrázkoch bude kortikálne kostné tkanivo zobrazované čiarkovanou čiarou vo farbe odpovedajúcej pre danú polohu, prípadne variant.

Na Obr.67 je možné vidieť porovnanie hodnôt intenzity pretvorenia pre polohu A, pre všetky varianty modelu materiálu (E_{566} , E_{1370} a E_{nehomo}). Ako aj v prípade vyhodnocovania intenzity pretvoria pozdĺž závitov implantátu aj v prípade vyhodnocovania vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitov implantátu má trend nárastu a poklesu hodnôt intenzity pretvorenia v prípade homogénnych modelov materiálu (E_{566} a E_{1370}) porovnateľný charakter. V prípade nehomogénneho modelu materiálu E_{nehomo} je trend nárastu a poklesu hodnôt intenzity pretvorenia závislý na lokálne premennej hustote kostného tkaniva.



Obr.67 Porovnanie intenzity pretvorenia pre všetky varianty modelu materiálu pre implantát zavedený v polohe A (variant bonded)

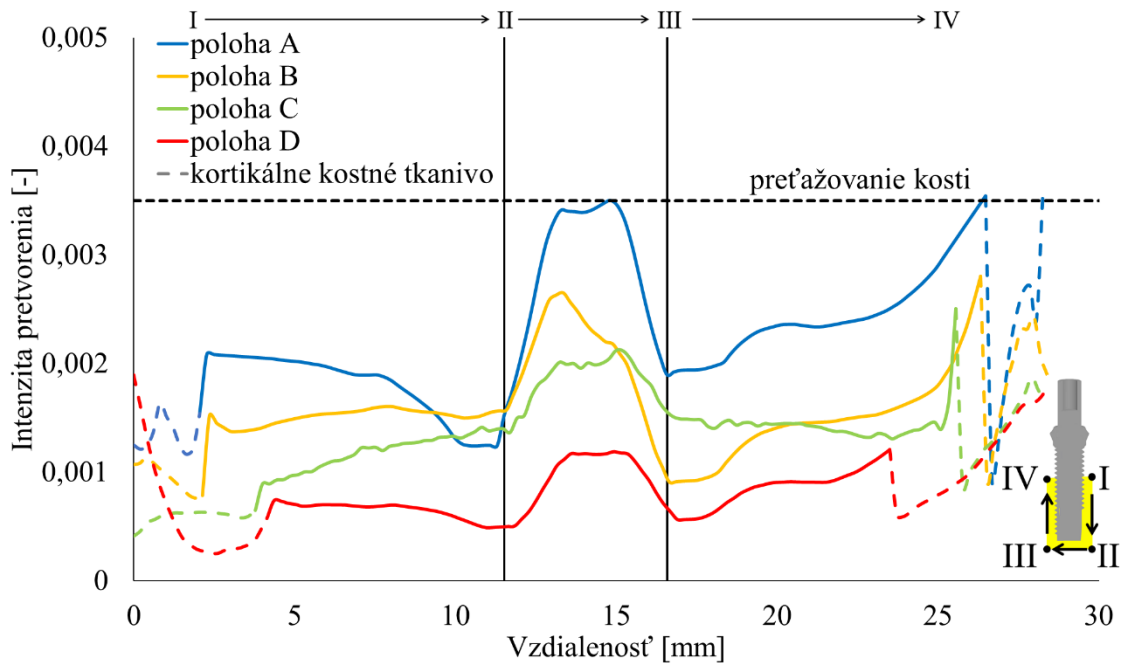
V prípade variantu bonded, teda plne oseointegrovaného implantátu došlo k prekročeniu hranice preťaženia kosti v prípade modelu materiálu E_{566} (Obr.68), kedy bol implantát zavedený v polohe A. V tomto istom mieste došlo k prekročeniu tejto hranice aj pre materiál E_{nehomo} , pretože ako je možné vidieť na Obr.46, v tejto oblasti sa hodnota E pohybuje pod hodnotou 200 MPa (v tejto oblasti sa jedná o kvalitu kostného tkaniva D4).

V prípade modelu materiálu E_{1370} majú hodnoty intenzity pretvorenia v rôznych polohách obdobný charakter (viď Obr.69).

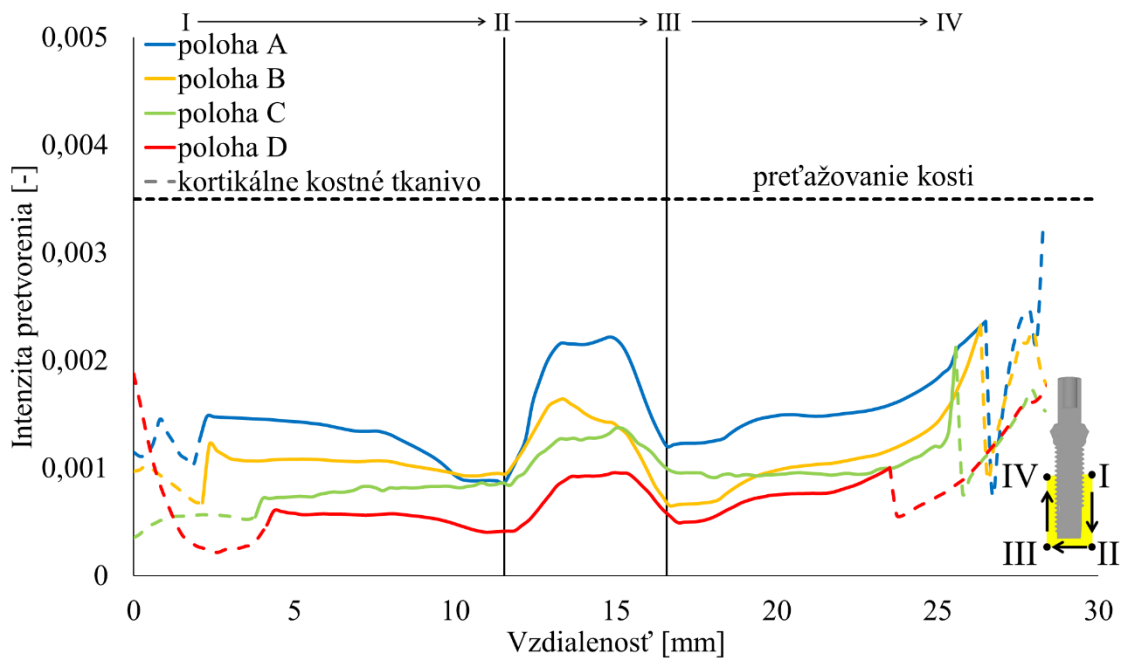
V prípade variantu E_{nehomo} je možné vidieť v polohe A v oblasti s kvalitou kostného tkaniva D4, t.j. rozhranie medzi kortikálnym a špongióznym kostným tkanivom, vysoký nárast hodnôt intenzity pretvorenia (viď Obr.70).

V prípade vyhodnocovania intenzity pretvorenia pozdĺž závitov implantátu v predchádzajúcich kapitolách, je na rozhraní (kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva)

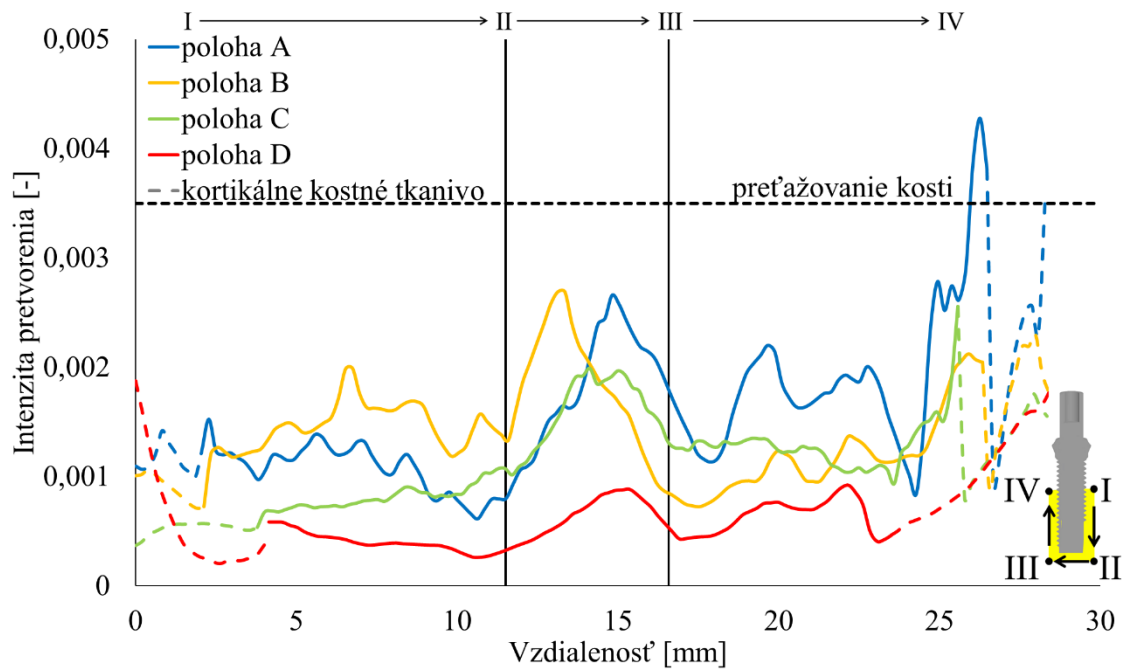
kostné tkanivo preťažované - v prípade čiastočne oseointegrovaného implantátu dochádza k prekročeniu hranice pre poškodenie kostného tkaniva. V prípade, že je intenzita pretvorenia vyhodnocovaná vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závitú implantátu, je vo všetkých polohách hodnota pretvorenia nižšia ako hranica poškodenia kosti. Hranica preťažovania kosti je prekročená len v prípade zavedenia implantátu v polohe A.



Obr.68 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E₅₆₆ variant bonded

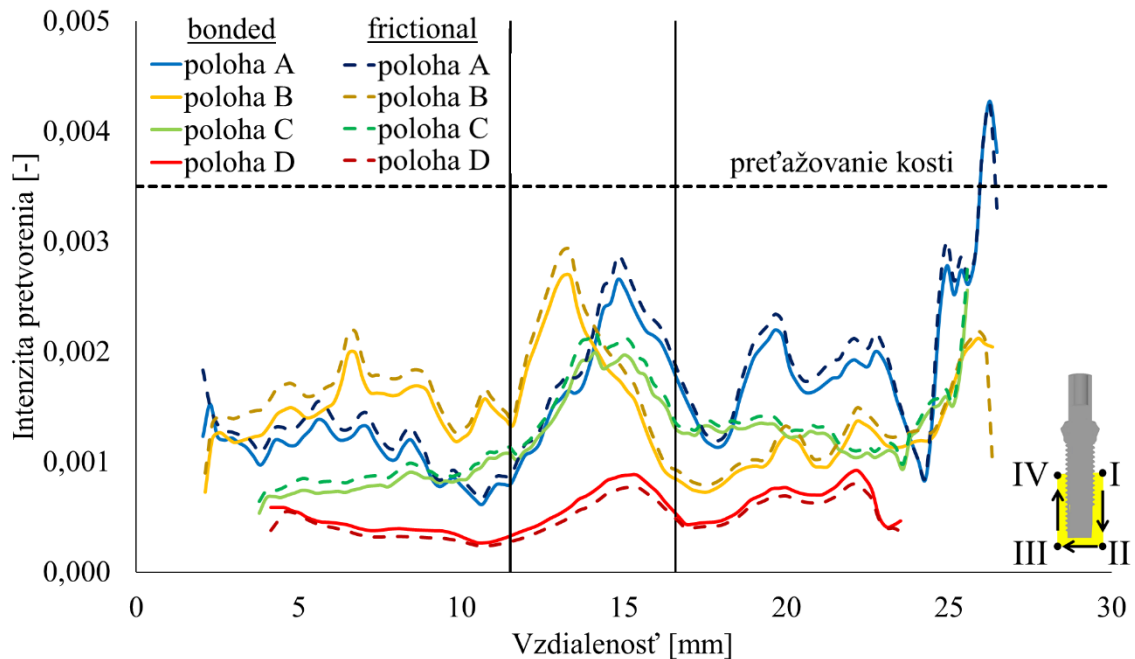


Obr.69 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E₁₃₇₀ variant bonded

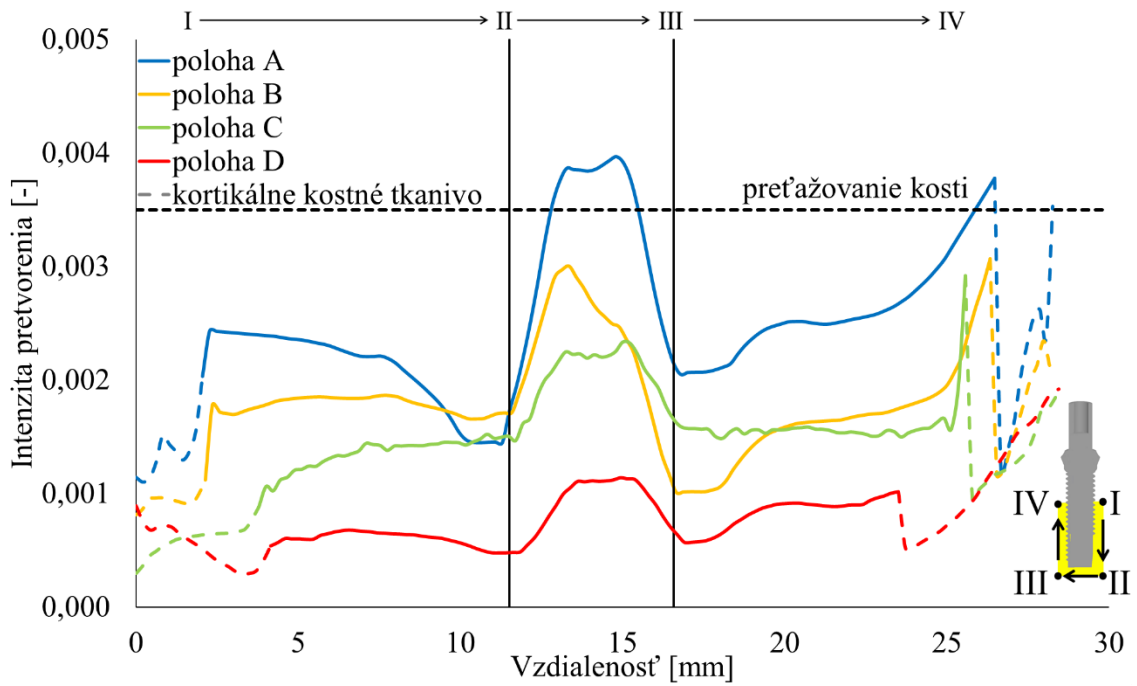


Obr.70 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{nehom} variant bonded

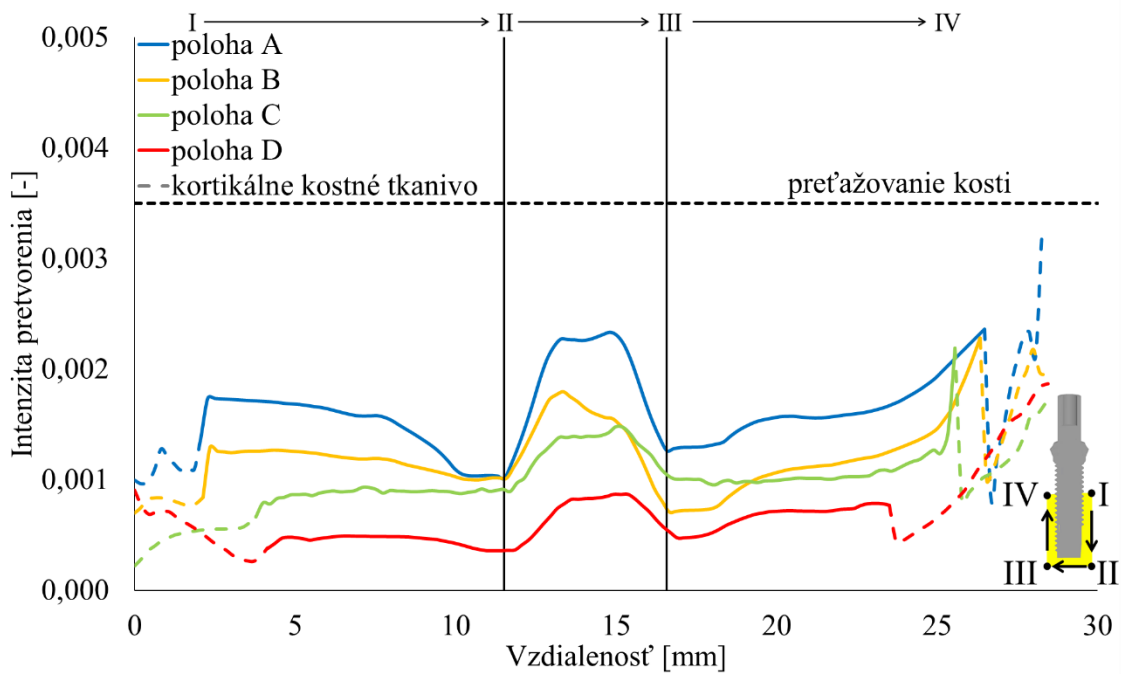
Priebehy intenzity pretvorenia pre variant frictional majú v prípade zavedenia implantátu v polohe A, B alebo C porovnateľný charakter ako pre variant bonded. Rozdiel medzi variantmi je v tom, že krivky sú posunuté do vyšších hodnôt, maximálne však o 15 % (viď Obr.72, Obr.73, Obr.74). V prípade polohy D nie je rozdiel medzi krivkami významný. Porovnanie medzi variantom bonded a frictional pre všetky polohy je možné vidieť na Obr.71. Pre lepšiu prehľadnosť sú varianty porovnané len pre špongiózne kostné tkanivo.



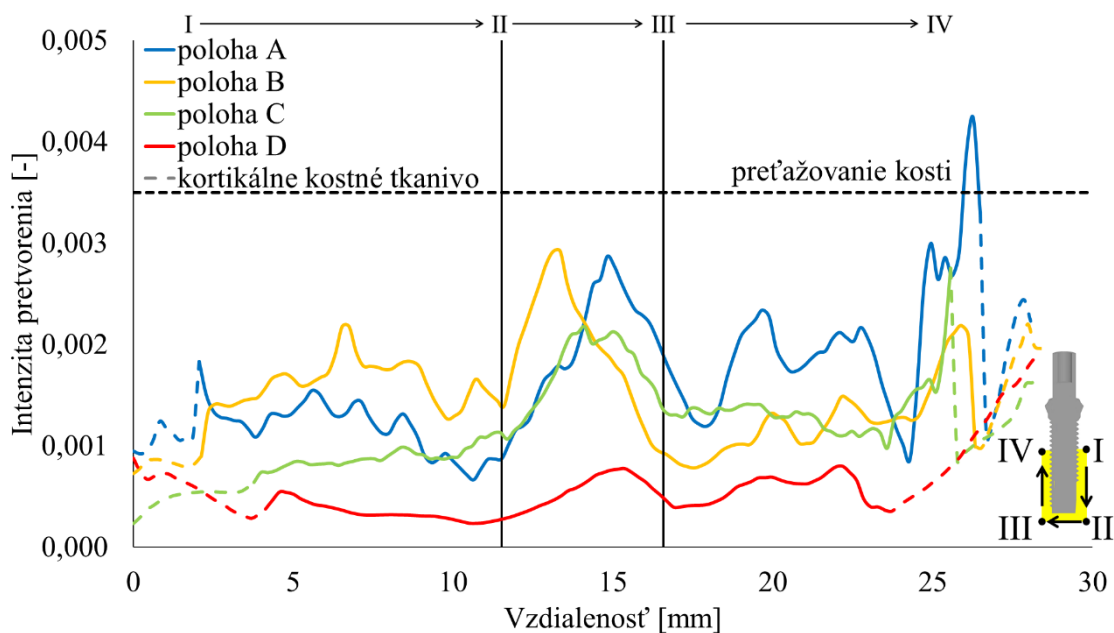
Obr.71 Porovnanie intenzity pretvorenia pre varianty bonded a frictional (model materiálu E_{nehom})



Obr.72 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E₅₆₆ variant frictional



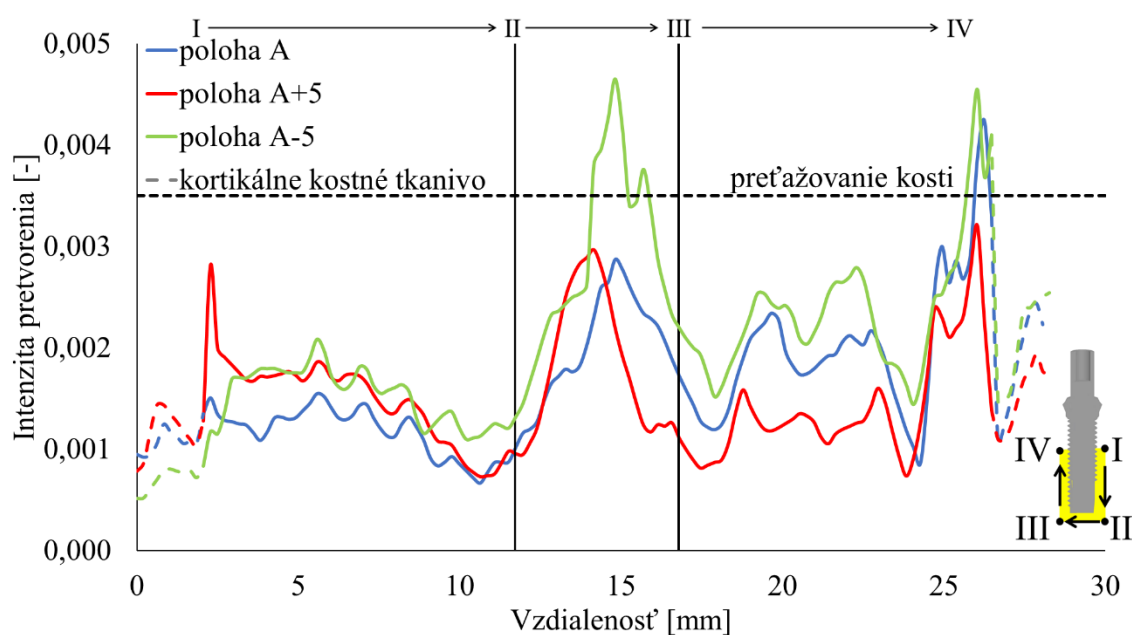
Obr.73 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E₁₃₇₀ variant frictional



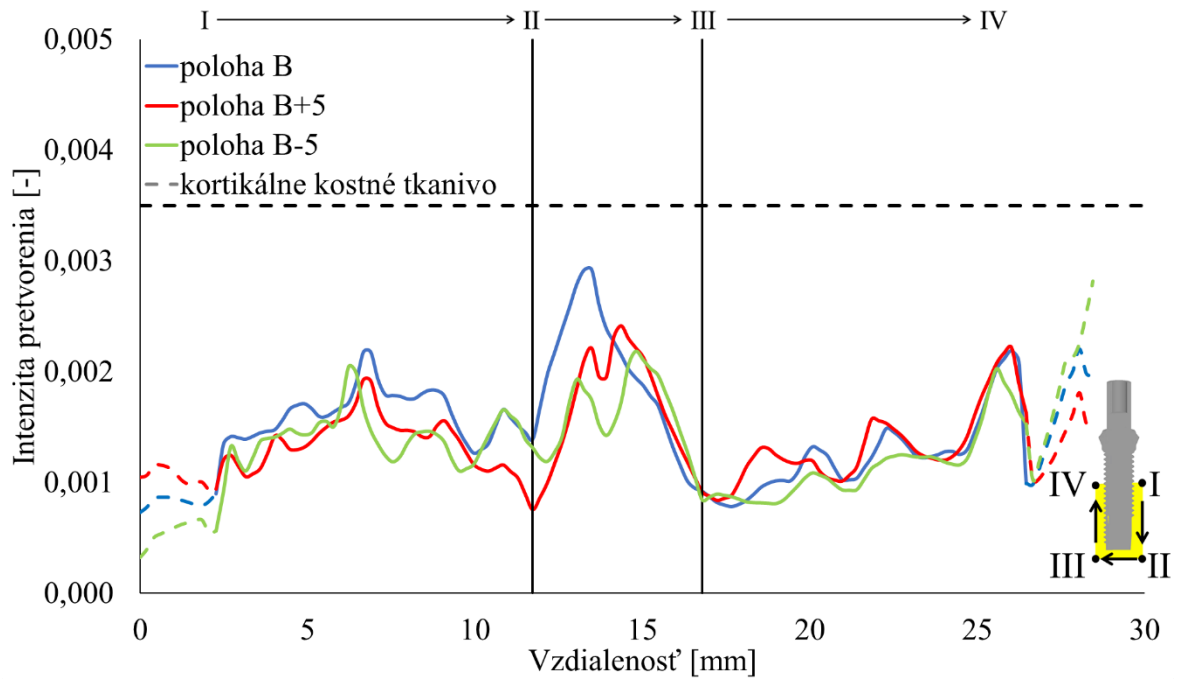
Obr.74 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{nehom} variant frictional

7.2.4 Lineárna cesta 1 mm od vrcholu závitů – variant $+5^\circ$, -5°

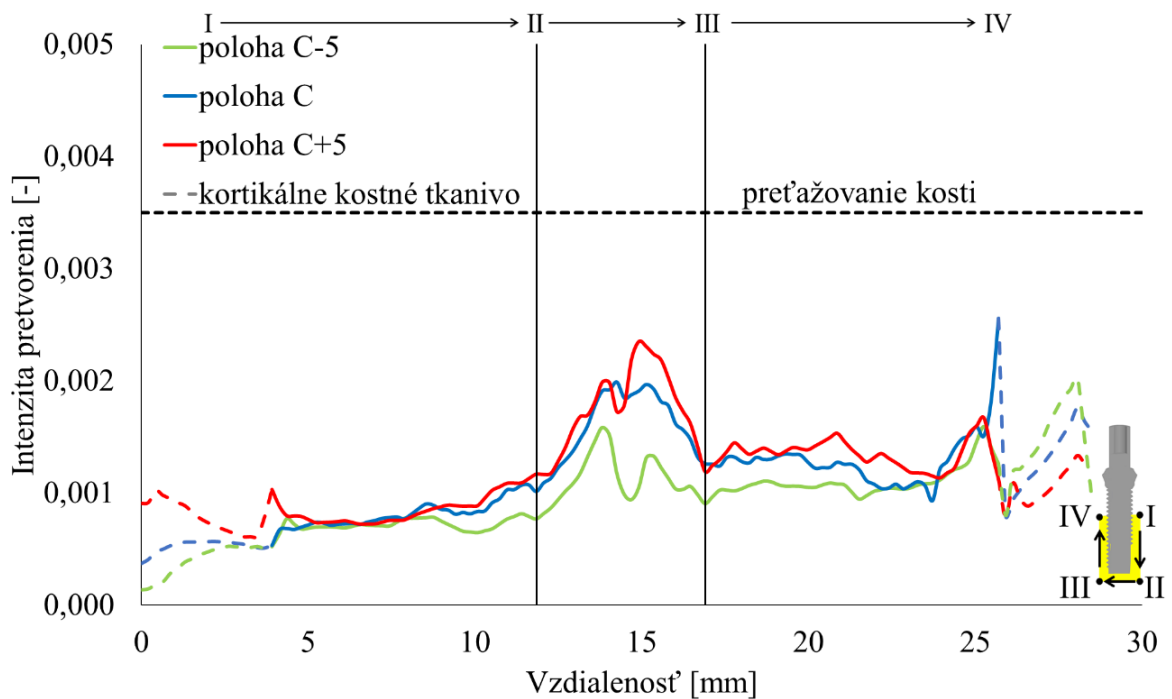
V prípade polôh natočených voči pôvodným polohám bol z dôvodu rozsahu práce vyhodnocovaný len model materiálu E_{nehom} (pre variant E_{1370} boli dosiahnuté rovnaké závery). Tak ako bolo preukázané v kapitole 7.2.2, natočenie implantátu má vplyv na hodnotu intenzity pretvorenia. V prípade polohy A je možné na Obr.75 vidieť, že v prípade varianty A+5 dochádza v oblasti pod implantátom (II – III) k prekročeniu hranice preťažovania kosti, zatiaľ čo pri ostatných polohách k prekročeniu hranice v tejto oblasti nedochádza. Na základe všetkých variant (Obr.75, Obr.76, Obr.77, Obr.78) je možné konštatovať rovnaký záver ako v prípade vyhodnocovania intenzity pretvorenia pozdĺž závitov a to, že natočenie implantátu má vplyv na hodnoty intenzity pretvorenia.



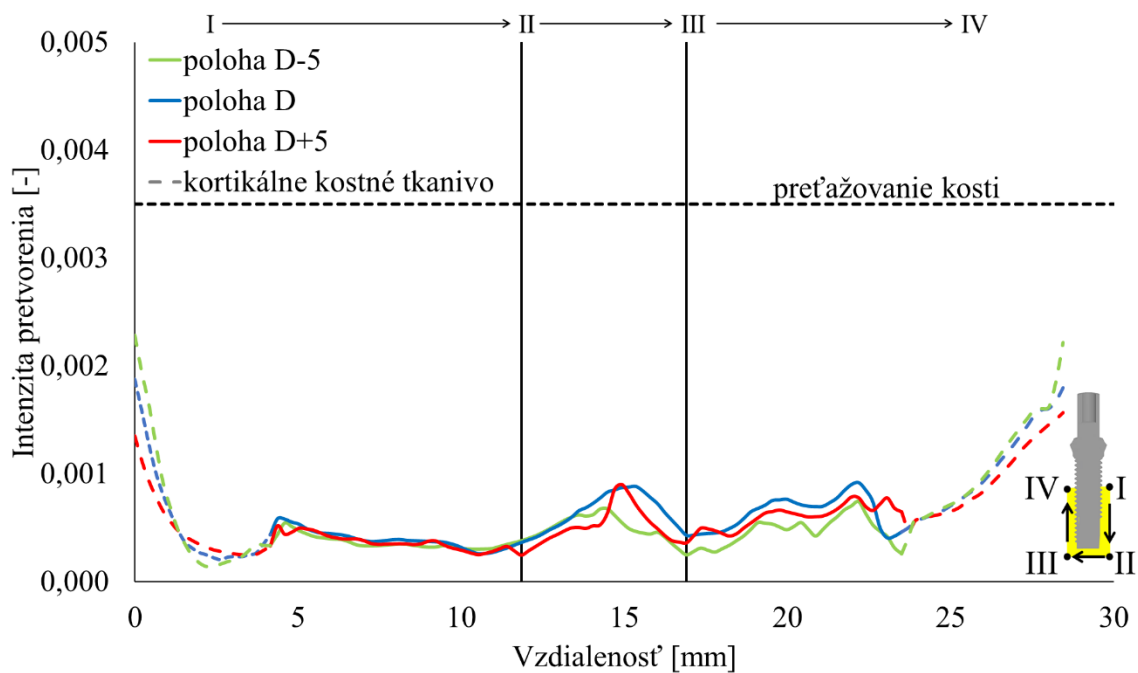
Obr.75 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant bonded



Obr.76 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant bonded

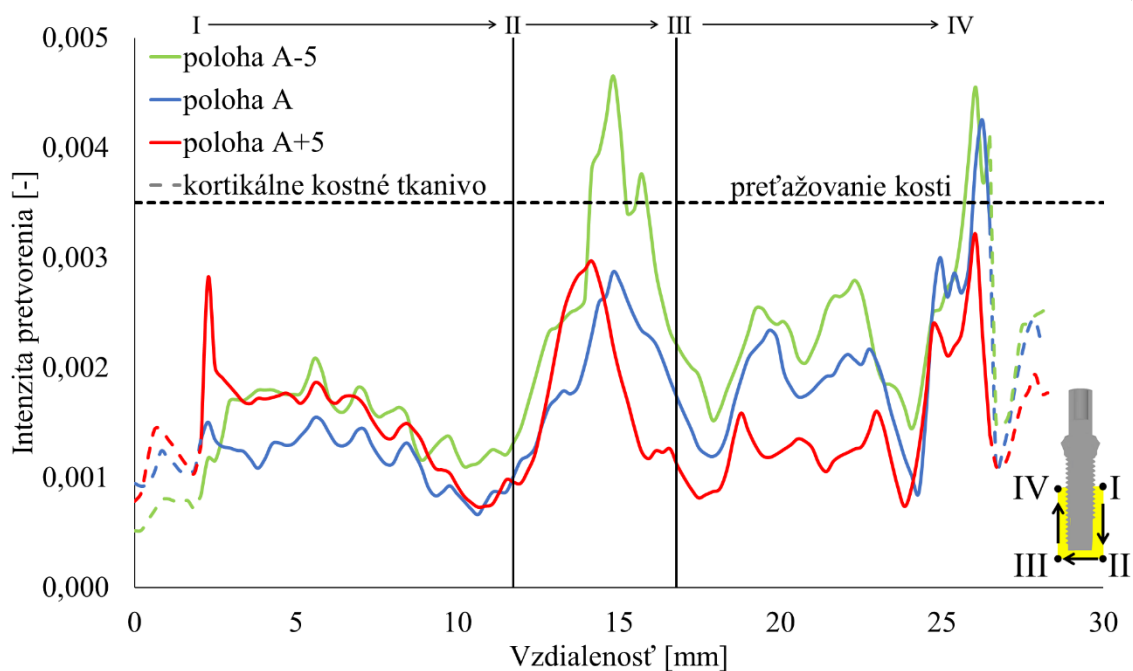


Obr.77 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant bonded

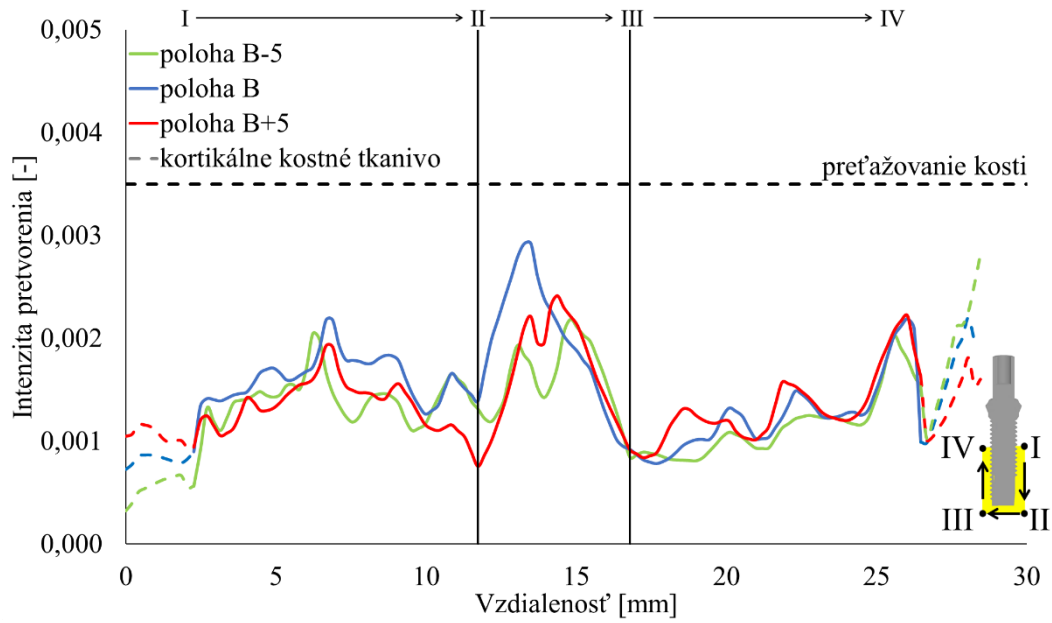


Obr.78 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant bonded

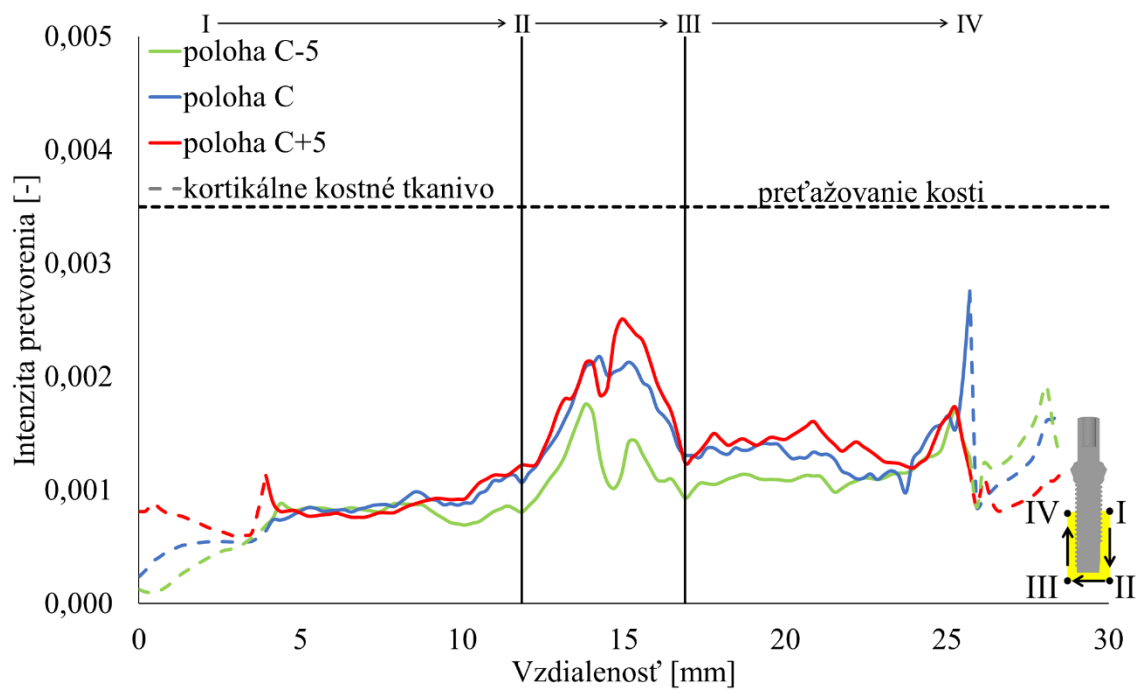
V prípade varianty čiastočne oseointegrovaného implantátu je možné konštatovať rovnaký záver ako v prípade vyhodnocovania intenzity pretvorenia pozdĺž závitov a to, že trend nárastu a poklesu hodnôt intenzity pretvorenia ma porovnateľný charakter a v prípade polôh A, B, C (a ich natočených variant) sú hodnoty intenzity pretvorenia o maximálne 15 % vyššie ako pre variant bonded (vid' Obr.79, Obr.80, Obr.81). V prípade polohy D je rozdiel medzi variantmi bonded a frictional nepodstatný (vid' Obr.82).



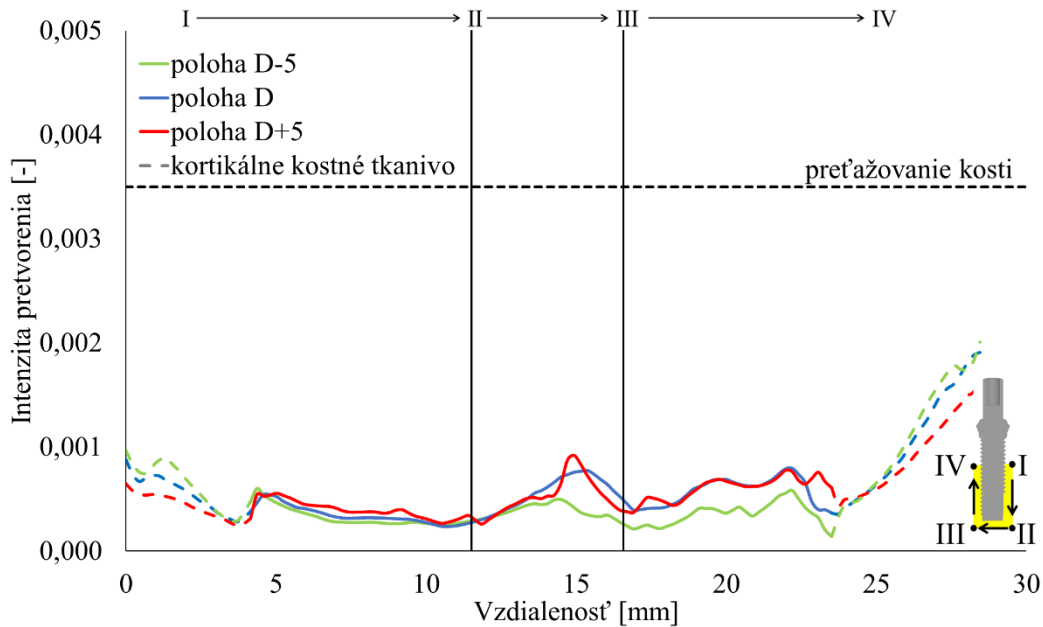
Obr.79 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant frictional



Obr.80 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant frictional



Obr.81 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant frictional



Obr.82 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant frictional

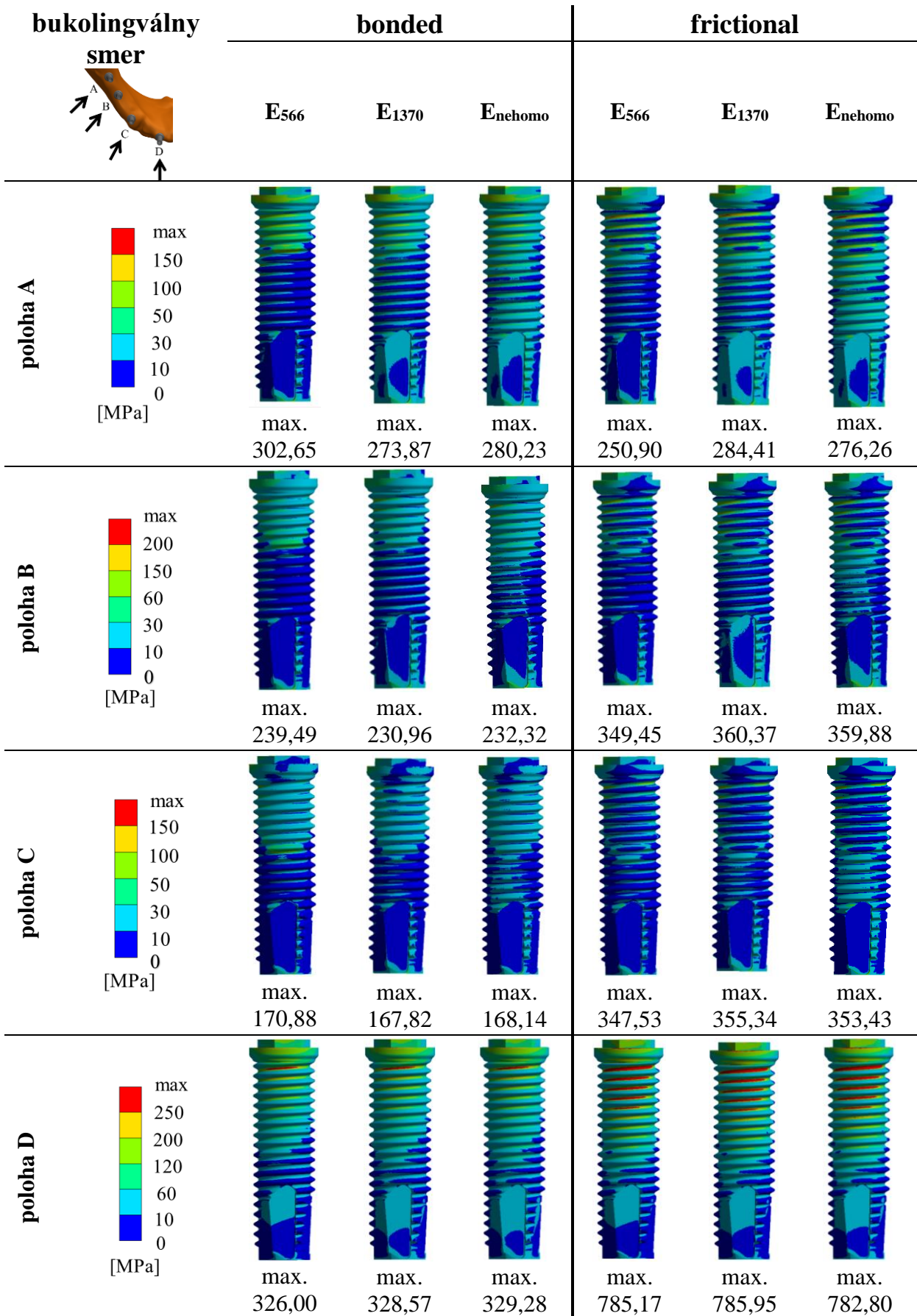
7.3 Vyhodnotenie redukovaného napätia HMH na implantáte

Pre všetky riešené varianty bolo vykreslené redukované napätie HMH na implantáte. Napätie na implantáte by nemalo presiahnuť hodnotu medze klzu, ktorá sa v prípade titánových implantátov pohybuje v rozmedzí 400-1100 MPa [105], aby na tele implantátu nedošlo k nevratným zmenám

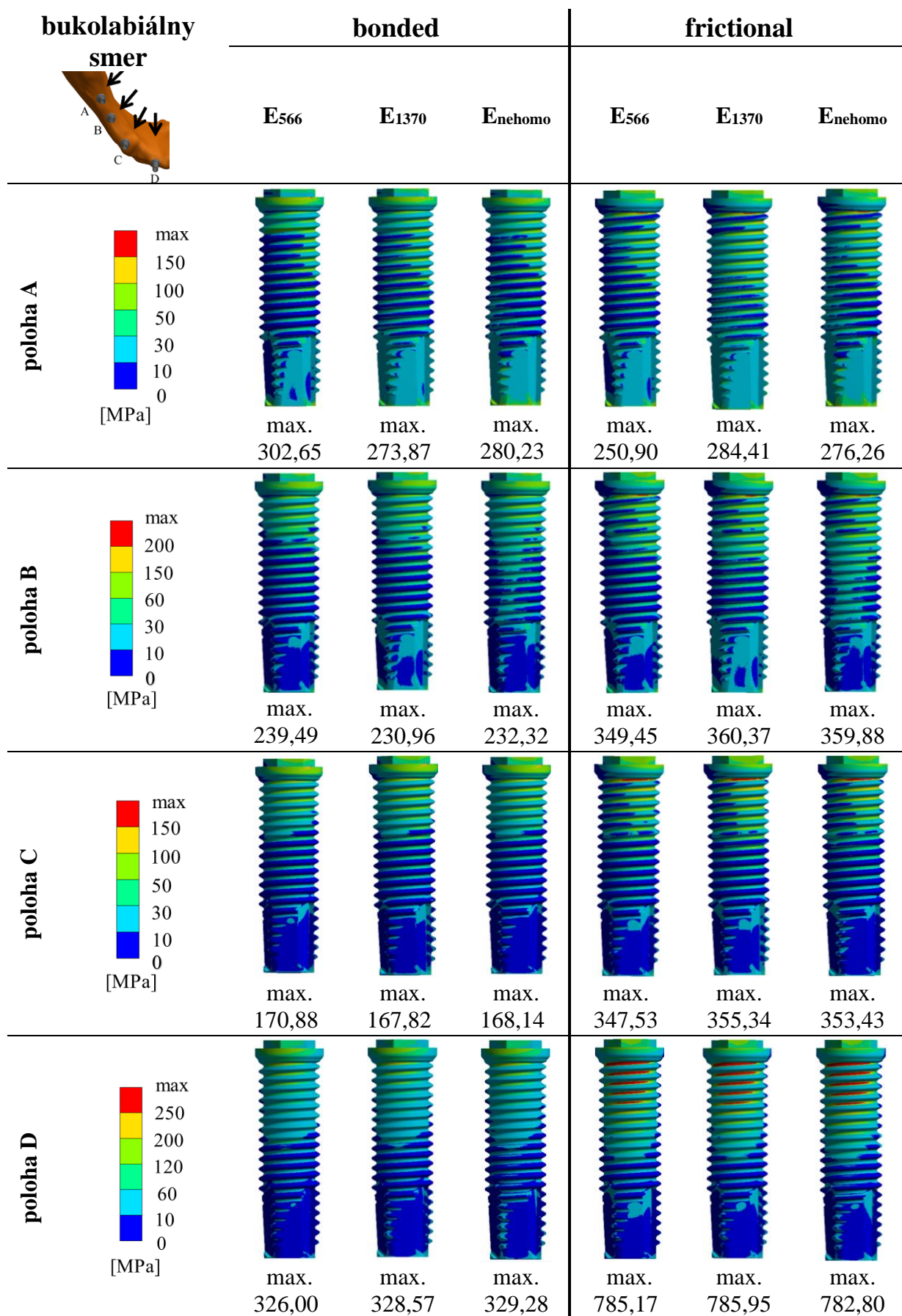
7.3.1 Redukované napätie HMH na implantáte

Redukované napätie HMH bolo na implantátoch vyhodnocované z oboch strán a to ako zo smeru bukolingválneho, tak bukolabiálneho.

Maximálne hodnoty redukovaného napätia podľa podmienky HMH boli dosiahnuté pre zavedenie implantátu v polohe D, kedy bola dosiahnutá maximálna hodnota 785 MPa (viď Obr.83, Obr.84). Najmenej namáhaný bol implantát v prípade zavedenia implantátu do polohy C.



Obr.83 HMH napětí na implantátech (bukolingvální smer)

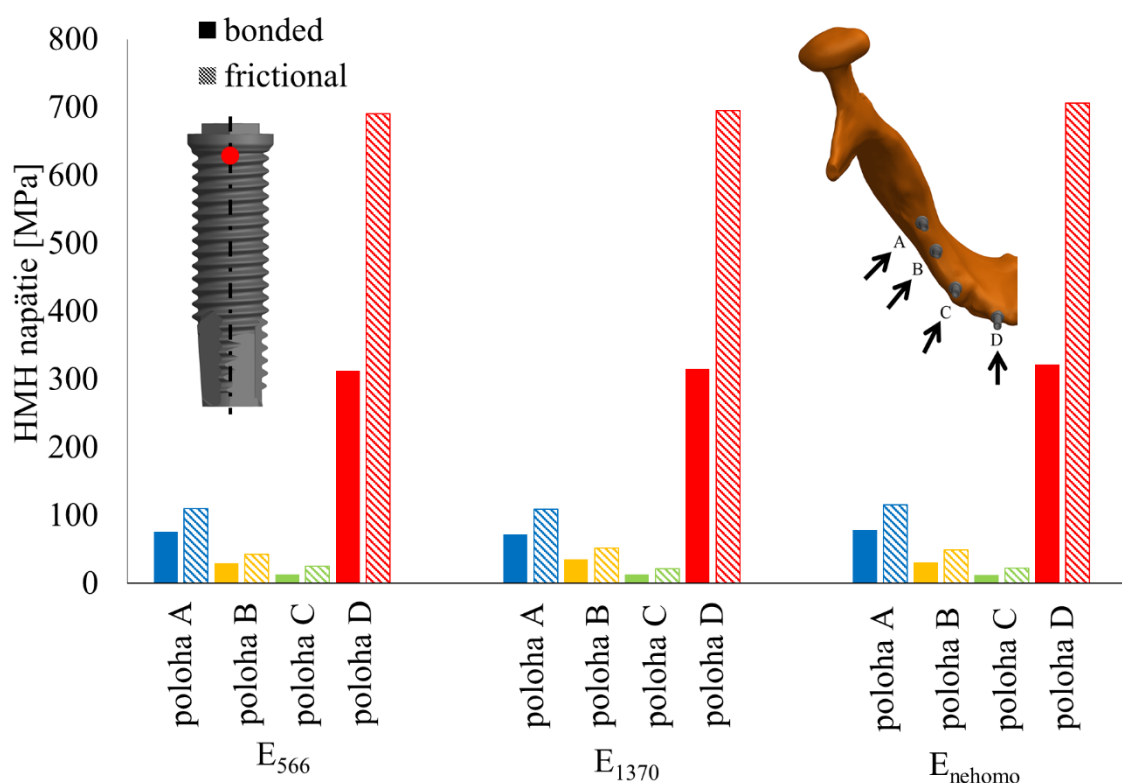


Obr.84 HMH napětí na implantátech (bukolabiální smer)

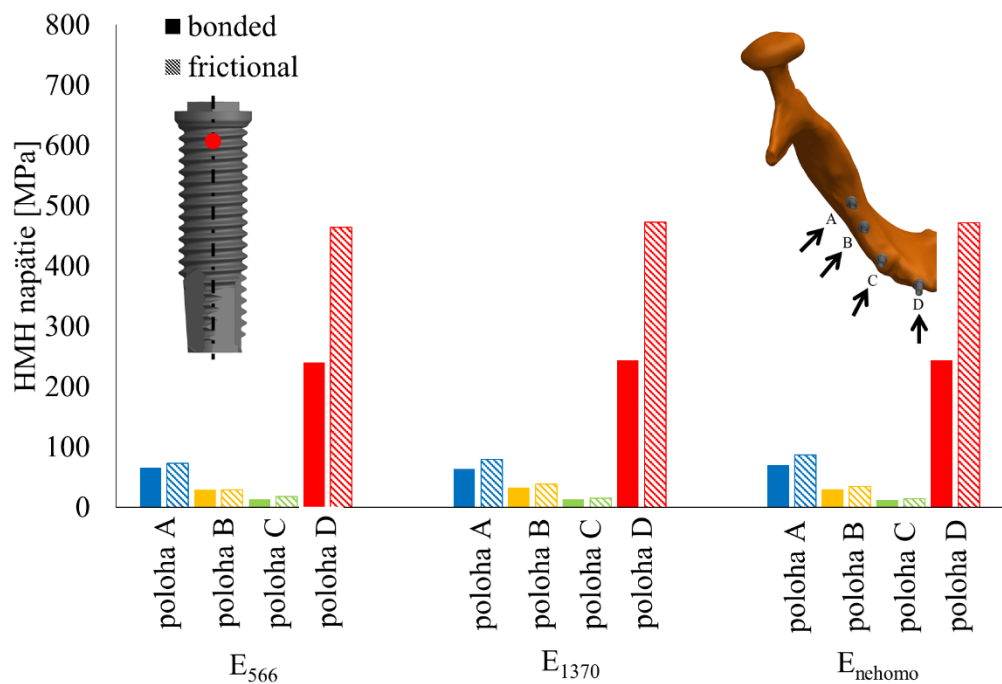
Najkritickejšie miesto na implantáte je v oblasti prvého a druhého závitú vo všetkých riešených variantoch. Klinické testovania taktiež potvrdzujú, že oblasť prvého a druhého závitú je pri skrutkových implantátoch najviac namáhaná a taktiež, že v tejto oblasti dochádza k poškodeniu implantátu [106; 107]. Pre porovnanie boli v tejto oblasti implantáty vyhodnocované ako pre bukolingválny smer, tak pre bukolabiálny smer.

Hodnoty HMM napätia na implantáte pre variant plne oseointegrovaného implantátu, t.j. variant bonded, dosahujú v oblasti prvého závitú nižšie hodnoty v porovnaní s čiastočne oseointegrovaným implantátom (t.j. variant frictional). Na Obr.85 a Obr.86 je možné vidieť porovnanie redukovaných napätí v oblasti prvého a druhého závitú. Maximálne hodnoty sú dosiahnuté v prípade zavedenia dentálneho implantátu v polohe D, kedy v prípade varianty čiastočne oseointegrovaného implantátu hodnoty redukovaného pretvorenia dosahujú pre E_{566} hodnotu 695 MPa, pre E_{1370} hodnotu 690 MPa a pre E_{nehom} hodnotu 706 MPa. Minimálne hodnoty redukovaného napätia HMM sú dosiahnuté pre polohu C.

Redukované napätie HMM v oblasti druhého závitú dosahuje pre všetky varianty nižšie hodnoty napätia ako v oblasti prvého závitú.

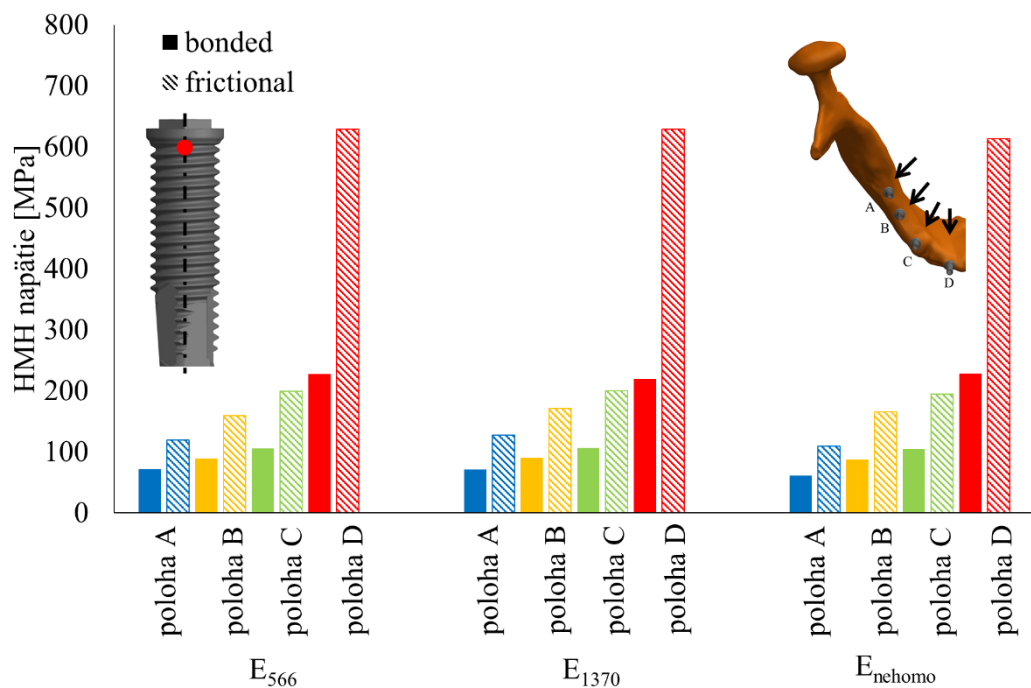


Obr.85 HMM napätie v 1. závitě implantátu (bukolingválny smer)

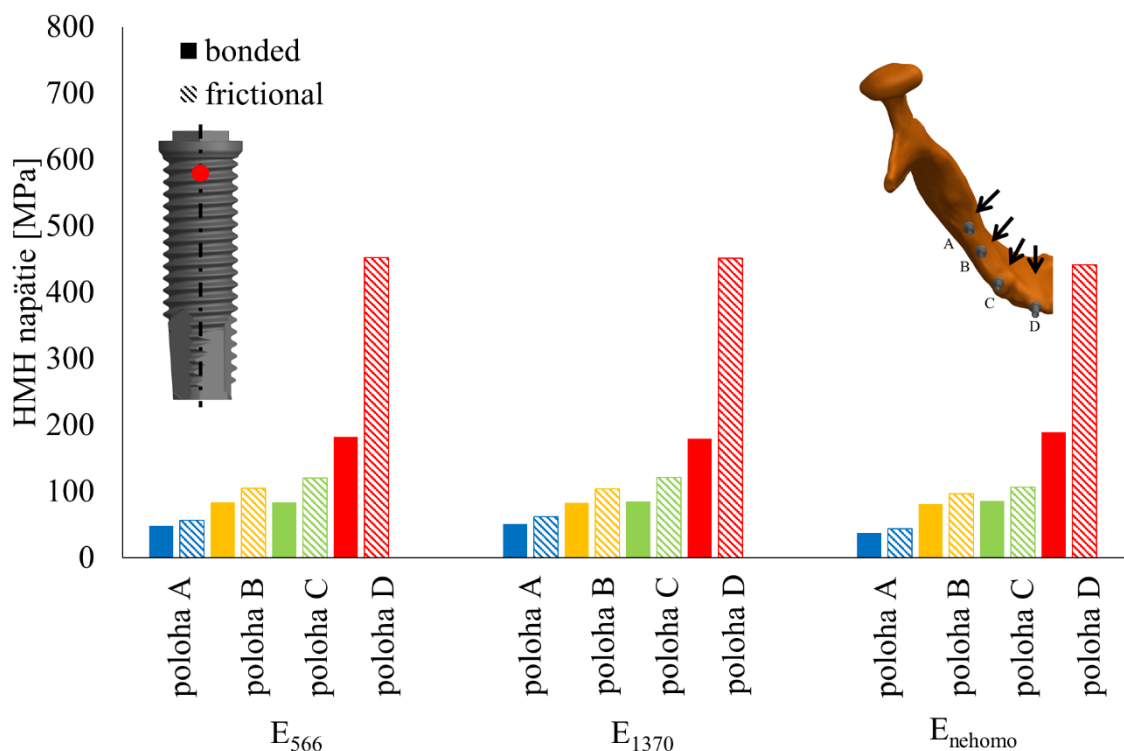


Obr.86 HMH napětí v 2. závite (bukolingvální smer)

Porovnanie hodnôt redukovaného HMH napätia v prípade vyhodnocovania z bukolabiálneho smeru sú prezentované na Obr.87, Obr.88. Najvyššia hodnota je aj v tomto prípade dosiahnutá pre polohu D. Avšak pri vyhodnocovaní z bukolabiálneho smeru, sú pre polohu B a polohu C dosiahnuté vyššie hodnoty napätia ako pri vyhodnocovaní z bukolingválneho smeru. V prípade polohy B je hodnota v oblasti prvého závitu pri vyhodnocovaní z bukolabiálneho smeru až päťkrát vyššia ako pri vyhodnocovaní z bukolingválneho smeru a v prípade polohy C je táto hodnota vyššia desaťkrát.



Obr.87 HMH napětí v 1. závite (bukolabiální smer)

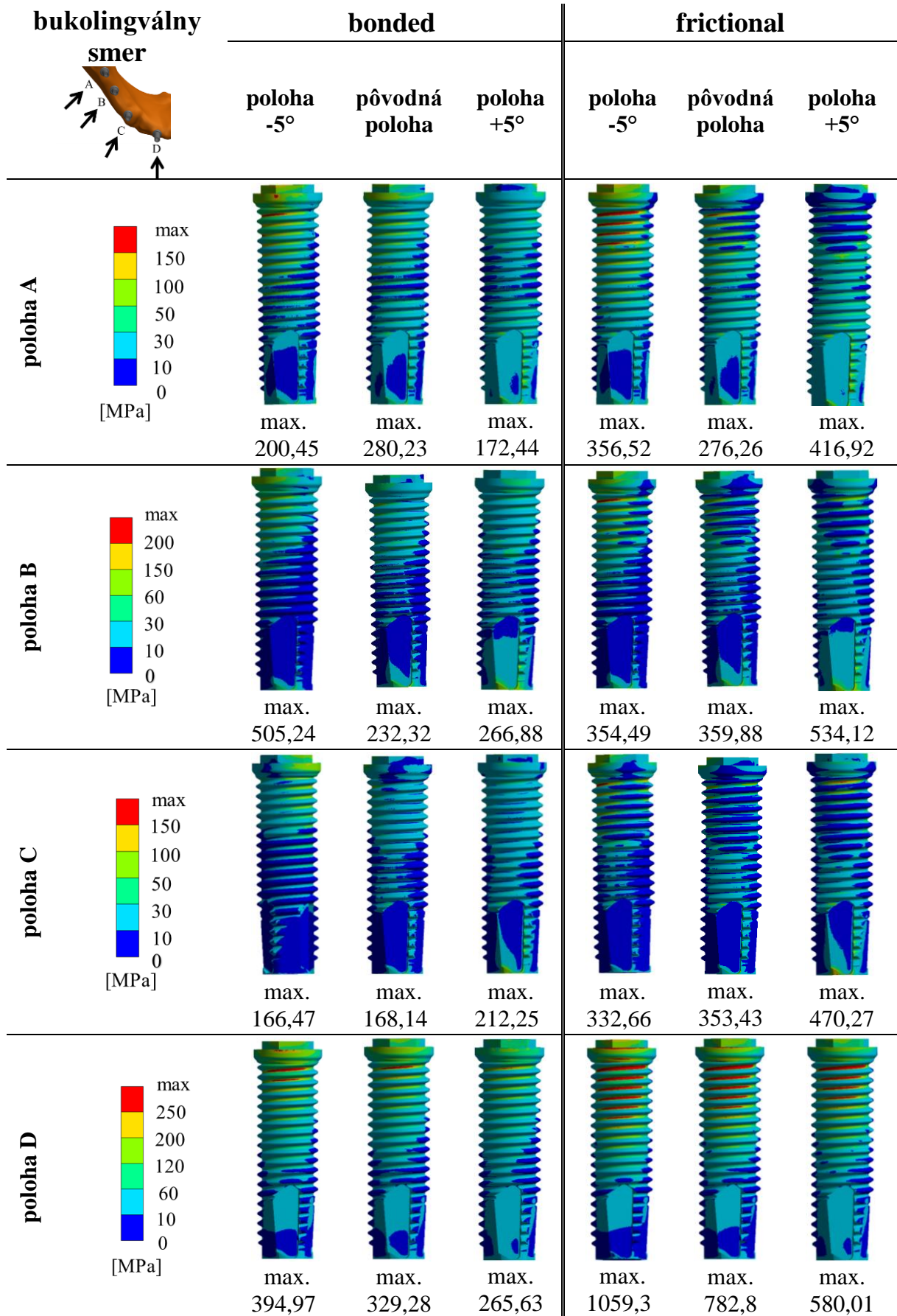


Obr.88 HMH napětí v 2. závite (bukolabiální směr)

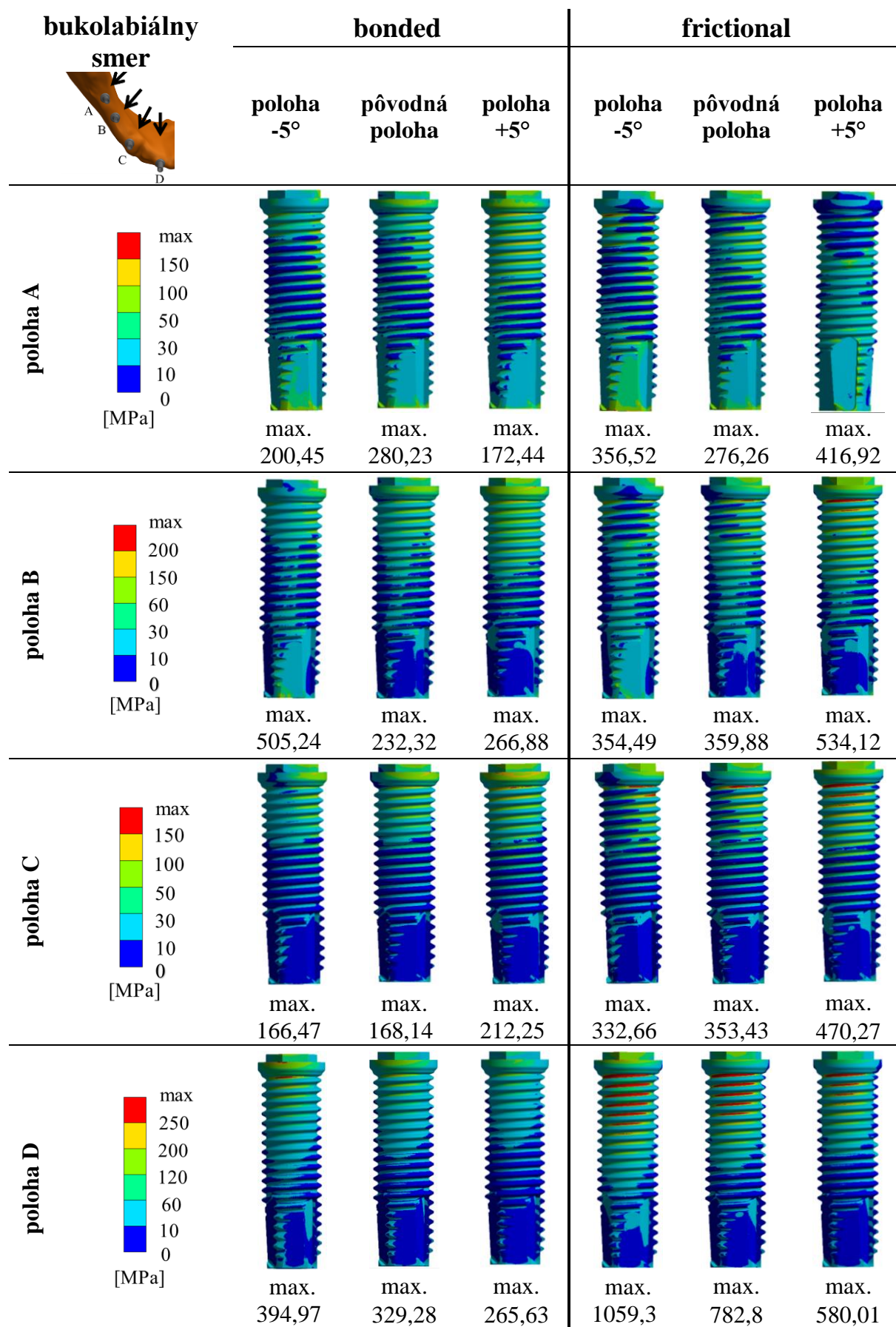
7.3.2 Redukované napětí HMH na implantátech – variant +5°, -5°

Na Obr.89 a Obr.90 je možné vidieť porovnanie HMH napätí pre nehomogénny materiál pre obe štádia oseointegrácie (plne oseointegrovaný, aj čiastočne oseointegrovaný). Z výsledkov vyplýva, že v prípade čiastočne oseointegrovaného implantátu sú hodnoty HMH napätí na implantátech značne vyššie.

Maximálne hodnoty sú dosiahnuté v prípade čiastočne oseointegrovaného implantátu zavedeného v polohe D-5, kedy hodnota HMH napätia dosahuje hodnotu 1060 MPa. Pri dosiahnutí tejto hodnoty môže na implantátech dôjsť k nevratným zmenám. Ako bolo preukázané na Obr.83 a Obr.84, model materiálu má na výsledné hodnoty napätia na implantátech omnoho menší vplyv ako jeho natočenie. V prípade zmeny modelu materiálu je rozdiel medzi hodnotami napätí nepodstatný (rádov jednotiek percent), zatiaľ čo pri zmene natočenia implantátu, napríklad poloha D-5 a poloha D+5 v prípade čiastočne oseointegrovaného implantátu je rozdiel medzi maximálnymi hodnotami HMH napätia až 480 MPa (viď Obr.89, Obr.90).



Obr.89 HMH napätie na implantáte (bukolingvální smer)



Obr.90 HMH napětí na implantátu (bukolabiální smer)

Aj v prípade natočených implantátov voči pôvodným polohám, boli vyhodnocované HMH napätia v oblastiach prvého a druhého závitú, pretože sa vo všetkých variantoch v týchto miestach nachádzalo kritické miesto. Na Obr.91 a Obr.92 je možné vidieť, že poloha zavedenia má vplyv na hodnoty redukovaného HMH napätia v týchto oblastiach.

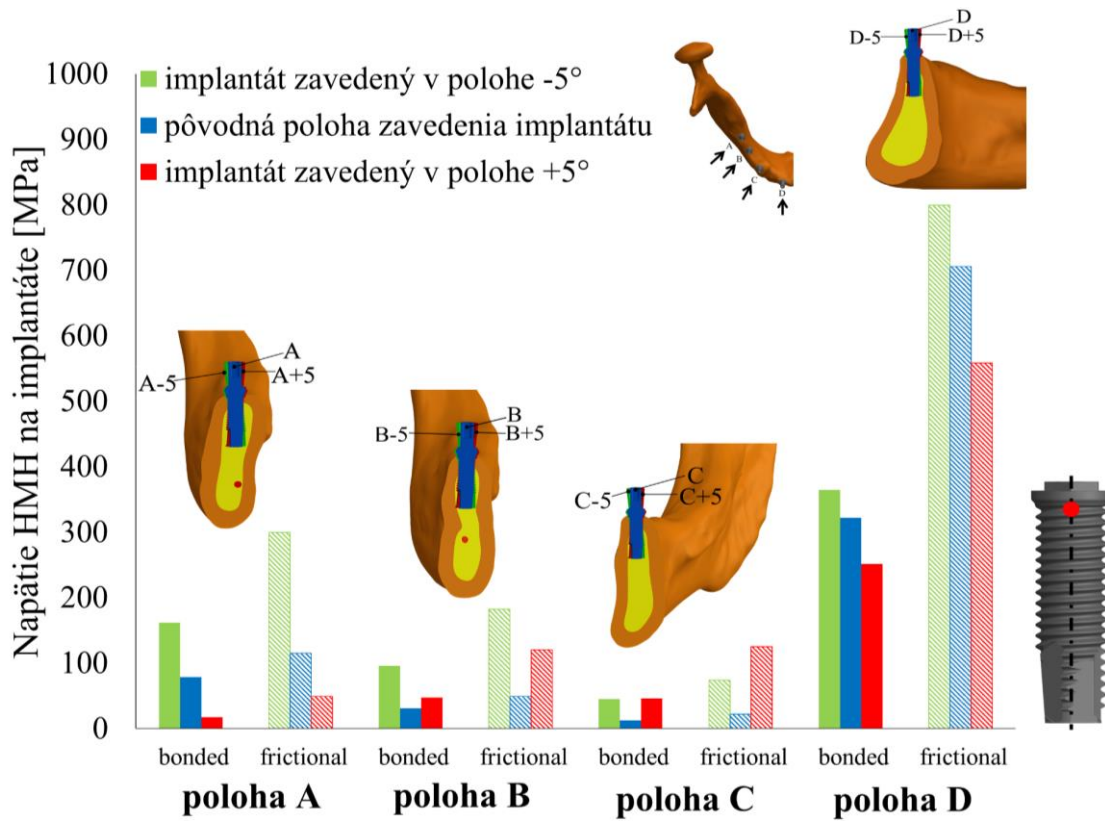
Pri vyhodnocovaní v bukolingválnom smere (vid' Obr.91) je v oblasti prvého závitú v prípade zavedenia implantátu v polohe A-5 pre variant bonded hodnota HMH napätia o 105 % vyššia ako hodnota HMH napätia pre pôvodné zavedenie implantátu v polohe A. Implantát zavedený v natočenej polohe A+5° dosahuje o 78 % nižšie hodnoty HMH napätia v oblasti prvého závitú oproti pôvodnej polohe A.

V prípade polohy B dosahuje HMH napätie plne oseointegrovaného implantátu vyššie hodnoty pre obe natočenia, ako v prípade natočenia o +5° (hodnota HMH napätia je o 53 % vyššia ako u implantátu zavedeného v polohe B) tak u varianty natočenia o -5° (hodnota HMH napätia je vyššia o 210 % ako v prípade zavedenia v polohe B). M

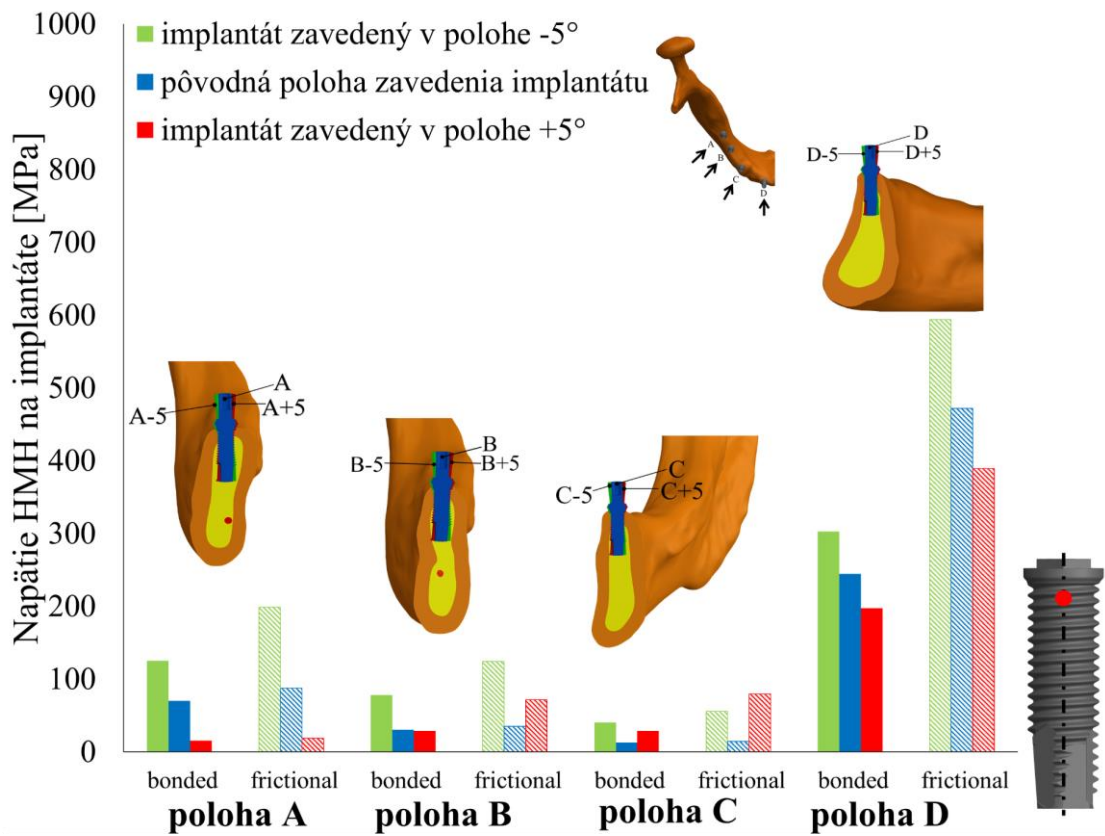
Maximálny rozdiel v hodnotách HMH napätia je dosiahnutý pre polohu C, kedy poloha natočená o +5° dosahuje v oblasti prvého závitú hodnoty vyššie o 268 % ako v prípade zavedenia v polohe C a poloha natočená o -5° dosahuje hodnoty HMH napätia vyššie o 260 % ako implantát zavedený v polohe C.

Najvyššie hodnoty HMH napätia sú dosiahnuté v oblasti prvého závitú pre polohu D-5 – variant frictional aj bonded, ktoré sú však len vyššie o 13 % ako hodnoty HMH napätia v prípade implantátu zavedeného v pôvodnej polohe D (v prípade oboch variant štádia oseointegrácie). Pri natočení implantátu v polohe D o +5° je hodnota HMH napätia nižšia o 21 % (v prípade oboch variant štádia oseointegrácie).

V prípade variantu frictional – teda čiastočne oseointegrovaného implantátu sa percentuálne rozdiely medzi jednotlivými hodnotami voči variantu bonded líšia v rádoch jednotiek percent pre polohu D, desiatok percent (pre polohy A, B) až stoviek percent pre polohu C. Hodnoty HMH napätia na implantáte pri variante frictional dosahujú vyššie hodnoty. HMH napätia v oblasti druhého závitú dosahujú nižšie hodnoty ako v oblasti prvého závitú.



Obr.91 HMM napätie v 1. závite implantátu (bukolingválny smer)

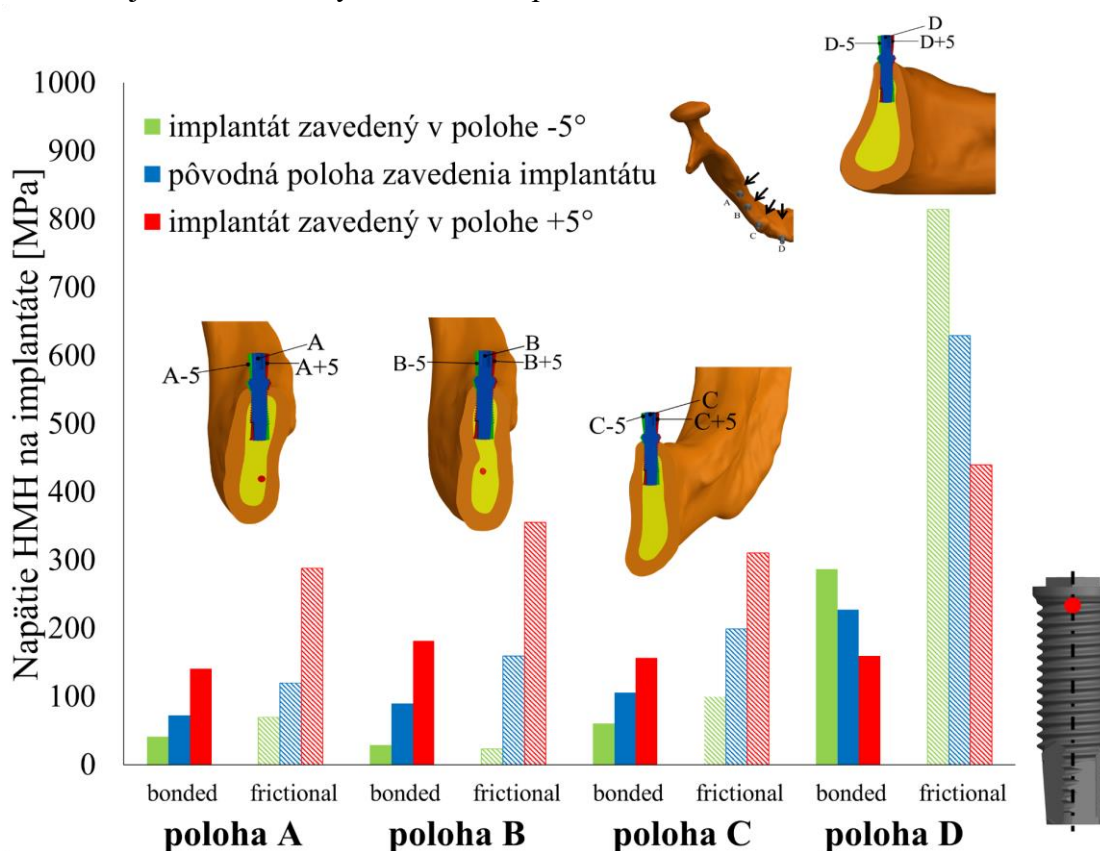


Obr.92 HMM napätie v 2. závite implantátu (bukolingválny smer)

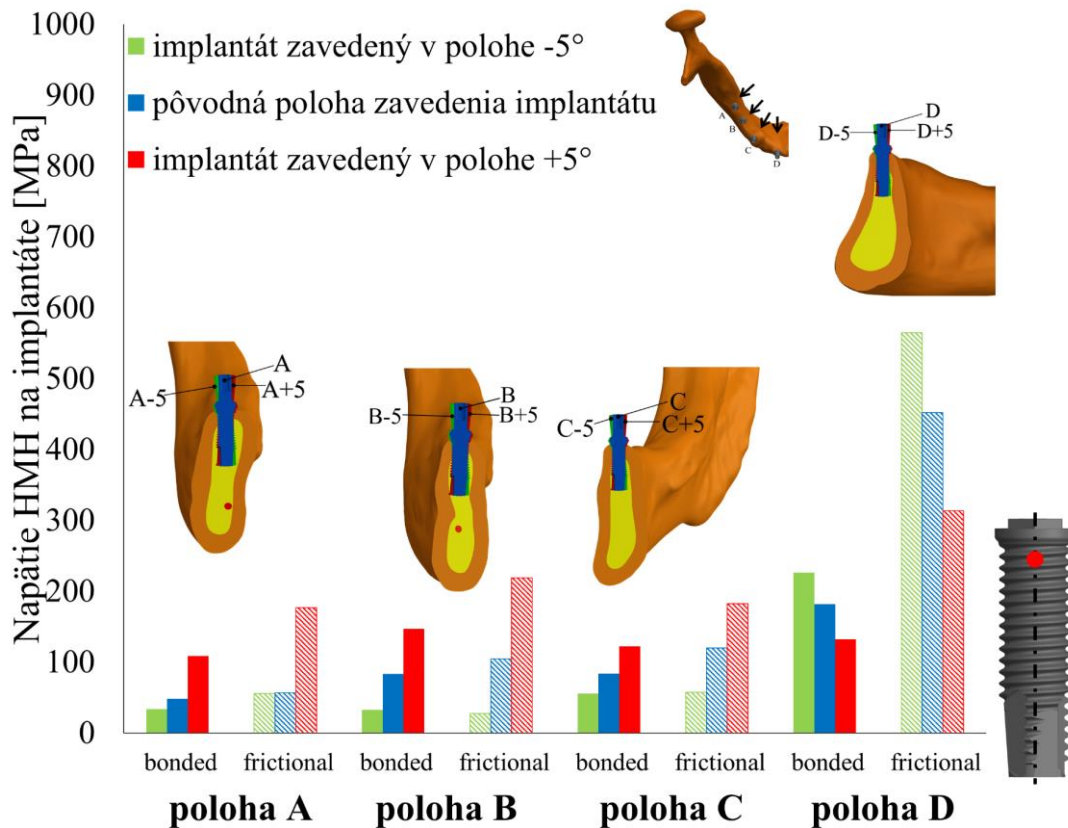
Aj v prípade vyhodnocovania HMH napätia v bukolabiálnom smere, má natočenie implantátu významný vplyv na hodnoty HMH napätia v oblasti prvého a druhého závitú (vid' Obr.93, Obr.94).

Implantát zavedený v natočenej polohe A-5° dosahuje o 43 % nižšie hodnoty HMH napätia v oblasti prvého závitú pre variant bonded oproti pôvodnej polohe A, zatiaľ čo implantát v polohe A+5 dosahuje o 94 % vyššie hodnoty HMH napätia ako v polohe A. V prípade polohy B dosahuje HMH napätie v prípade plne oseointegrovaného implantátu vyššie hodnoty v prípade natočenia o +5° (hodnota HMH napätia je o 102 % vyššia ako v prípade zavedenia v polohe B), zatiaľ čo v prípade natočenia o -5° dosahuje nižšie hodnoty (hodnota HMH napätia je o 68 % nižšia oproti hodnote v polohe B). Pre polohu C, kedy je poloha natočená o -5° je hodnota HMH napätia v oblasti prvého závitú o 43 % nižšia oproti hodnote HMH napätia v polohe C a poloha natočená o +5° dosahuje o 49 % vyššie hodnoty HMH napätia ako pre implantát zavedený v polohe C. Najvyššie hodnoty HMH napätia sú dosiahnuté v oblasti prvého závitú pre polohu D-5 pre variant bonded aj frictional, ktoré sú o 27 % vyššie ako hodnoty HMH napätia v prípade implantátu zavedeného v pôvodnej polohe D. Pri natočení implantátu v polohe D o +5° je hodnota HMH napätia nižšia o 30 % v prípade oboch variant štádia oseointegrácie.

V prípade variantu frictional – teda čiastočne oseointegrovaného implantátu sa percentuálne rozdiely medzi jednotlivými hodnotami voči variantu bonded líšia v rádoch jednotiek percent pre polohu D a C až desiatok percent pre polohy A, B. Hodnoty HMH napätia na implantáte dosahujú pre variant frictional vyššie hodnoty. HMH napätia v oblasti druhého závitú dosahujú nižšie hodnoty ako v oblasti prvého závitú.



Obr.93 HMH napätie v 1. závitú implantátu (bukolabiálny smer)



Obr.94 HMM napätie v 2. závite implantátu (bukolabiálny smer)

7.4 Vyhodnotenie posuvov

Pre všetky riešené varianty bola vykonaná analýza posuvov dolnej čeľuste so zavedeným implantátom. Vyhodnocované boli pôvodné polohy zavedenia A-D a taktiež polohy natočené voči pôvodným polohám.

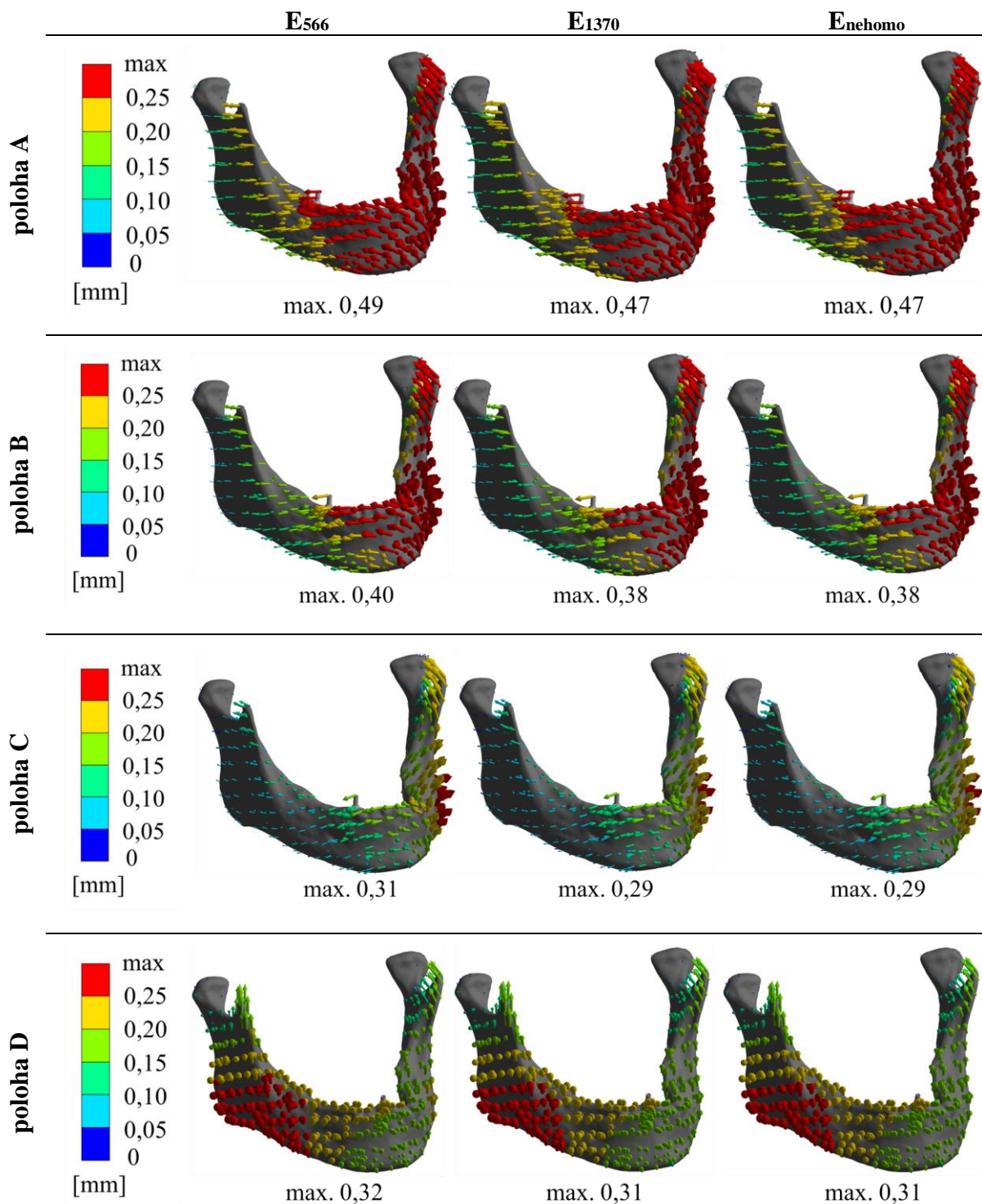
7.4.1 Posuvy dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi

Na Obr.95 sú zobrazené celkové posuvy dolnej čeľuste s implantátom zavedeným v polohách A až D. Najvyššie hodnoty posuvov boli dosiahnuté v prípade implantátu zavedeného v polohách A, B a C na balančnej strane, zatiaľ čo v prípade zavedenia implantátu do polohy D, teda do oblasti prvého rezáku, boli najvyššie hodnoty posuvov lokalizované v oblasti pracujúcej strany dolnej čeľuste.

Najvyššie hodnoty celkových posuvov sú dosahované v prípade zavedenia implantátu v polohe A, kedy hodnota celkových posuvov dosahuje hodnotu 0,49 mm. Minimálna hodnota je dosiahnutá v prípade zavedenia implantátu v polohe C. Implantát je zavedený v oblasti očného zubu a hodnota celkových deformačných posuvov je 0,29 mm.

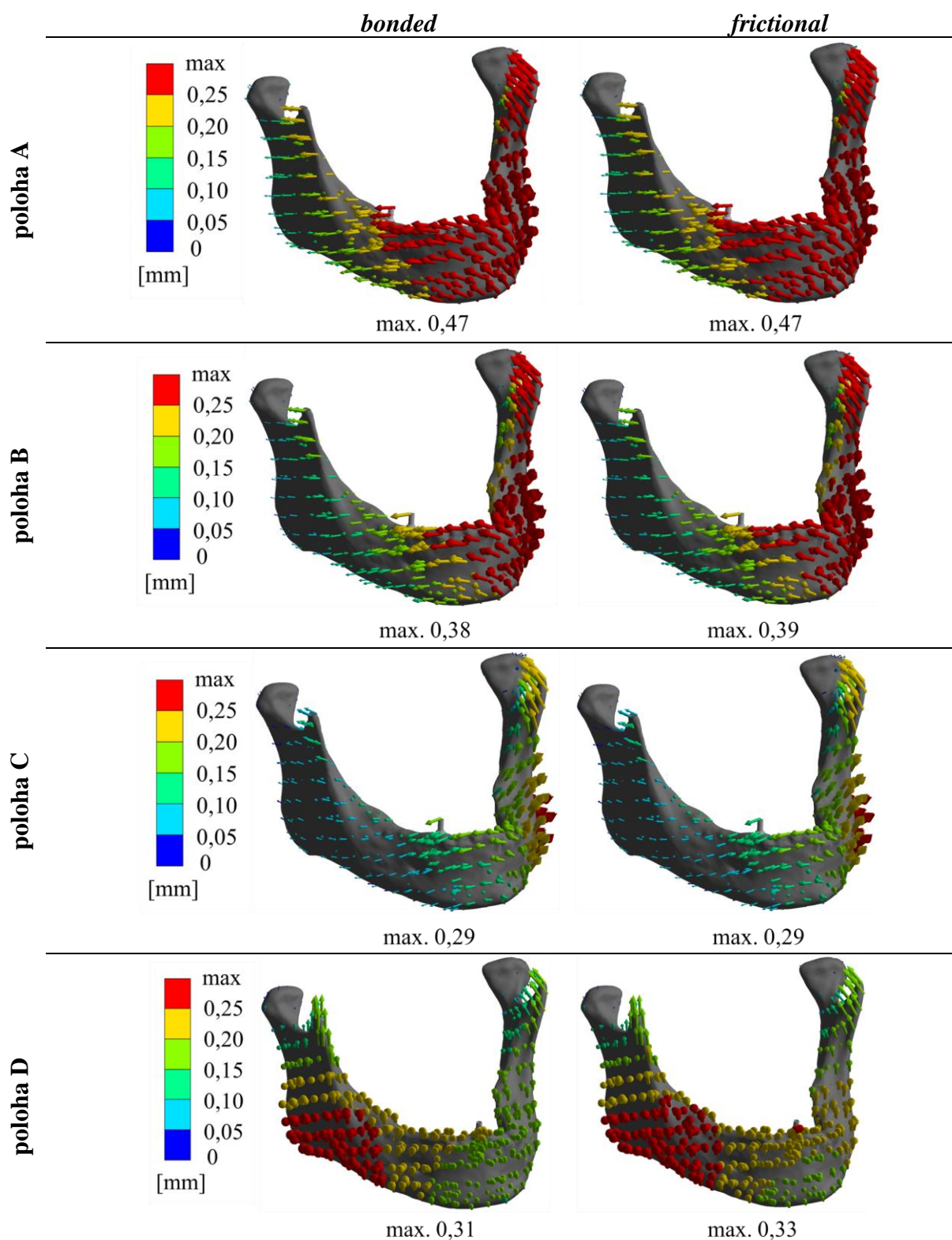
Porovnanie celkových posuv dolnej čeľuste z hľadiska modelu materiálu je možné vidieť na Obr.95. Z obrázku je zjavné, že v prípade modelu materiálu E₅₆₆ sú hodnoty posuvov

najvyššie, avšak porovnaním všetkých modelov materiálu možno konštatovať, že výsledne hodnoty celkových deformačných posuvov sa medzi sebou významne nelíšia.



Obr.95 Porovnanie celkových deformačných posuvov v závislosti na modeli materiálu

Celkové posuvy dolnej čeľuste so zavedeným implantátom boli porovnávané aj z hľadiska štádia oseointegrácie implantátu. Na Obr.96 je možné vidieť, že štádium oseointegrácie, teda to, či je implantát plne oseointegrovaný alebo čiastočne oseointegrovaný, nemá podstatný vplyv na výsledné celkové posuvy dolnej čeľuste.



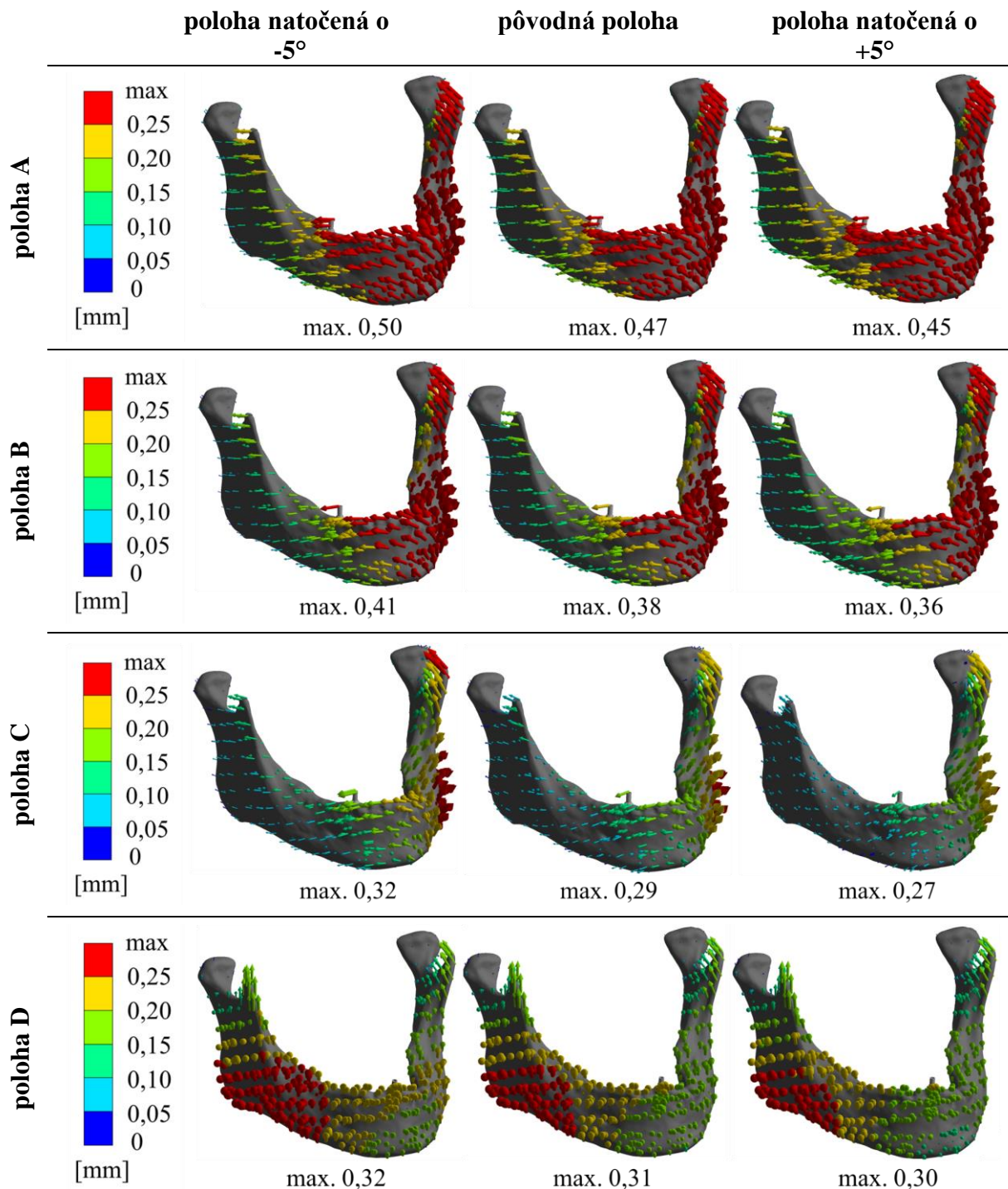
Obr.96 Celkové posuvy dolnej čeľuste so zavedeným dentálnym implantátom

7.4.2 Posuvy dolnej čeľuste so zavedenými implantátmi – variant $+5^\circ$, -5°

Celkové deformačné posuvy dolnej čeľuste so zavedeným implantátom boli vyhodnotené aj pre implantáty zavedené v natočených polohách. Na Obr.97 je porovnanie týchto posuvov pre

nehomogénny materiál, pričom sa jedná o variant, kedy bol implantát plne oseointegrovaný (teda bonded). Maximálne hodnoty posuvov boli dosiahnuté pre polohu A, kedy bol implantát natočený voči pôvodnej polohe o -5° . Minimálne hodnoty boli dosiahnuté pre polohu C, kedy bol implantát natočený voči pôvodnej polohe o $+5^\circ$.

Z hľadiska voľby materiálu, príp. štádia oseointegrácie je možné vyvodit' rovnaký záver ako v kapitole 7.4.1 a to, že voľba materiálu a ani štádium oseointegrácie nemá podstatný vplyv na výsledné celkové posuvy dolnej čeľuste.



Obr.97 Porovnanie celkových posuvov dolnej čeľuste so zavedeným implantátom pre rôzne natočenia implantátu

Záver

Cieľom práce bolo vykonanie deformačne-napäťovej analýzy dolnej čeľuste s implantátom zavedeným v rôznych polohách. Výpočtový model bol vytvorený na základe CT snímkov a to ako model geometrie, tak aj model materiálu. Spolu bolo vytvorených 56 výpočtových modelov.

V prvej časti práce bolo vytvorených spolu 24 výpočtových modelov, pre štyri polohy zavedenia implantátu, pričom v každej polohe mal implantát rôzne natočenie voči oklúznej rovine. Ďalej boli pre každú polohu vytvorené tri varianty modelu materiálu, a to dva homogénne materiály (E_{566} , E_{1370}) a nehomogénny materiál (E_{nehomo}). Pre všetky vyššie uvedené varianty boli vytvorené dva varianty štádia oseointegrácie, a to plne oseointegrovaný implantát a čiastočne oseointegrovaný implantát.

V druhej časti práce bolo vytvorených 32 výpočtových modelov, pričom pre každú z polôh A až D boli vytvorené ďalšie dve polohy $+5^\circ$ a -5° , kedy boli implantáty natočené voči pôvodnej polohe o 5 stupňov (v kladnom a zápornom smere). Pre každú z týchto variant boli vytvorené dva varianty modelu materiálu a to E_{1370} a E_{nehomo} . Pre každú z vyššie uvedených variant boli vytvorené dva varianty štádia oseointegrácie, a to plne oseointegrovaný implantát a čiastočne oseointegrovaný implantát.

Na základe deformačne-napäťovej analýzy je možné vyvodit' nasledujúce závery:

1. Z hľadiska riešenia deformačne-napäťových stavov dolnej čeľuste so zavedeným implantátom je vhodné použitie nehomogénneho modelu materiálu, pretože postihuje lokálne zmeny hustoty v kostnom tkanive, ktoré homogénny materiál nie je schopný postihnúť. Z hľadiska intenzity pretvorenia v špongióznom kostnom tkanive boli najvyššie hodnoty dosiahnuté v polohe A a najnižšie hodnoty dosiahnuté v polohe D. Príčinou môže byť množstvo kortikálneho kostného tkaniva obklopujúceho dentálny implantát. V prípade polohy A je 18 % povrchu tela implantátu v kortikálnom kostnom tkanive, zatiaľ čo v prípade polohy D je až 42 % povrchu tela implantátu v kortikálnom kostnom tkanive. V prípade ochorenia periimplantitída [71] dochádza k preťažovaniu kostného tkaniva a môže viesť k porušeniu oseointegrácie a to najčastejšie v oblasti krčku v kortikálnom kostnom tkanive, čo výpočty potvrdili. Maximálne hodnoty napätia na dentálnom implantáte boli dosiahnuté pri zavedení implantátu v polohe D. Minimálne hodnoty napätia boli dosahované v prípade zavedenia implantátu v polohe C, kedy bol implantát plne oseointegrovaný. V prípade polohy D sa jedná o polohu v prednej časti dolnej čeľuste, pričom implantát zvierá najväčší uhol s oklúznou rovinou a teda vzniká väčšie ohybové napätie na rozdiel od implantátov zavedených v polohách A, B a C.
2. Z hľadiska použitia nehomogénneho materiálu a taktiež hodnôt intenzity pretvorenia v kostnom tkanive je možno konštatovať obdobné závery aj pre polohy, kedy bol implantát natočený o $+5^\circ$ prípadne -5° . V prípade HMH napätia na implantáte, výsledky potvrdili, že väčší vplyv na hodnoty HMH napätia má natočenie implantátu ako voľba modelu materiálu špongiózneho kostného tkaniva. V prípade zmeny modelu materiálu nie je rozdiel medzi hodnotami napätí významný, zatiaľ čo pri zmene natočenia implantátu napríklad pri polohe D-5 a polohe D+5 v prípade čiastočne oseointegrovaného implantátu je rozdiel HMH

napětí v oblasti prvního závitu až 480 MPa. Z uvedeného vyplývá, že natočení implantátu zvyšuje namáhání v kostnom tkanive z hľadiska pretvorenia v rádoch desiatok percent, zatiaľ čo z hľadiska vyhodnocovania napätia na implantáte spôsobuje rozdielne natočenie rozdiel v hodnotách napätia v rádoch stoviek percent. Natočenie implantátu má teda podstatne významnejší vplyv na napätie na implantáte ako na pretvorenie v kostnom tkanive.

Všetky ciele diplomovej práce boli splnené a z deformačne-napät'ovej analýzy vyplynulo, že z hľadiska analýz má väčší vplyv na namáhanie kostného tkaniva a implantátu jeho poloha a natočenie, ako volený model materiálu špongiózneho kostného tkaniva. Taktiež z analýz vyplynulo, že dentálny implantát je najviac namáhaný v kortikálnom kostnom tkanive v oblasti prvního a druhého závitu.

Zoznam použitých zdrojov

- [1] RING, Malvin. *Dentistry: an illustrated history*. St. Louis: C.V. Mosby, 1985. ISBN 9780810911000.
- [2] HUANG, Y.S., T. MCGOWAN, R. LEE a S. IVANOVSKI. Dental Implants: Biomaterial Properties Influencing Osseointegration. *Comprehensive Biomaterials II* [online]. Elsevier, 2017, s. 444-466 [cit. 2020-04-01]. DOI: 10.1016/B978-0-12-803581-8.09306-1. ISBN 9780081006924. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128035818093061>
- [3] BRANEMARK, Per-Ingvar. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1983, **50**(3), 399-410 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.1016/S0022-3913(83)80101-2. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391383801012>
- [4] SENNERBY, Lars a Neil MEREDITH. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000* [online]. 2008, **47**(1), 51-66 [cit. 2020-04-20]. DOI: 10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x. ISSN 0906-6713. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>
- [5] DIZ, Pedro, Crispian SCULLY a Mariano SANZ. Dental implants in the medically compromised patient. *Journal of Dentistry* [online]. 2013, **41**(3), 195-206 [cit. 2020-04-01]. DOI: 10.1016/j.jdent.2012.12.008. ISSN 03005712. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571213000043>
- [6] WOLFF, Jan, Nathaniel NARRA, Anna-Kaisa ANTALAINEN, Jiří VALÁŠEK, Jozef KAISER, George SÁNDOR a Petr MARCIÁN. Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials & Design* [online]. 2014, **61**, 177-184 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.1016/j.matdes.2014.04.080. ISSN 02613069. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261306914003550>
- [7] MARIEB, Elaine a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005. ISBN 80-251-0066-9.
- [8] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [9] MACHOŇ, Vladimír. *Léčba onemocnění čelistního kloubu*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008. ISBN 9788024723945.
- [10] UPADHYAY, RamBallabh, Juhi UPADHYAY, Pankaj AGRAWAL a NirmalaN RAO. Analysis of gonial angle in relation to age, gender, and dentition status by radiological and anthropometric methods. *Journal of Forensic Dental Sciences* [online]. 2012, **4**(1) [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.4103/0975-1475.99160. ISSN 0975-1475. Dostupné z: <http://www.jfds.org/text.asp?2012/4/1/29/99160>

- [11] OHM, Elisabeth a John SILNESS. Size of the mandibular jaw angle related to age, tooth retention and gender. *Journal of Oral Rehabilitation* [online]. 1999, **26**(11), 883-891 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1046/j.1365-2842.1999.00464.x. ISSN 0305-182X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365-2842.1999.00464.x>
- [12] KEEN, J.A. A Study of the Angle of the Mandible. *Journal of Dental Research* [online]. 2016, **24**(2), 77-86 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1177/00220345450240020701. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345450240020701>
- [13] CASEY, David a Lawrence EMRICH. Changes in the mandibular angle in the edentulous state. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1988, **59**(3), 373-380 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/0022-3913(88)90193-X. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002239138890193X>
- [14] ENLOW, Donald, Henry BIANCO a Stephen EKLUND. The remodeling of the edentulous mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1976, **36**(6), 685-693 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/0022-3913(76)90035-4. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022391376900354>
- [15] IZARD, G. The goniomandibular angle in dentofacial orthopedia. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography* [online]. 1927, **13**(7), 578-581 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/S0099-6963(27)90110-0. ISSN 00996963. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099696327901100>
- [16] LOTH, Susan a Maciej HENNEBERG. Mandibular ramus flexure: A new morphologic indicator of sexual dimorphism in the human skeleton. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 1996, **99**(3), 473-485 [cit. 2018-04-20]. DOI: 10.1002/(SICI)1096-8644(199603)99:3<473::AID-AJPA8>3.0.CO;2-X. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/%28SICI%291096-8644%28199603%2999%3A3%3C473%3A%3AAID-AJPA8%3E3.0.CO%3B2-X>
- [17] HADJIDAKIS, D. a I. ANDROULAKIS. Bone Remodeling. *Annals of the New York Academy of Sciences* [online]. 2006, **1092**(1), 385-396 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.1196/annals.1365.035. ISSN 0077-8923. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1196/annals.1365.035>
- [18] FROST, H.M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 1994, **64**(3), 175-188.
- [19] BOSKEY, A.L. a R. COLEMAN. Aging and Bone. *Journal of Dental Research* [online]. 2010, **89**(12), 1333-1348 [cit. 2019-11-28]. DOI: 10.1177/0022034510377791. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0022034510377791>
- [20] LEKHOLM, U a G.A. ZARB. *Patient selection and preparation.: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, **1985**(1), 199-209.

- [21] JAFFIN, Robert a Charles BERMAN. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *Journal of Periodontology* [online]. 1991, **62**(1), 2-4 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1902/jop.1991.62.1.2. ISSN 0022-3492. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1991.62.1.2>
- [22] CHRCANOVIC, Bruno, Tomas ALBREKTSSON a Ann WENNERBERG. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International Journal of Prosthodontics* [online]. 2017, **30**(3), 219-237 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.11607/ijp.5142. ISSN 08932174. Dostupné z: http://quintpub.com/journals/ijp/abstract.php?iss2_id=1446&article_id=17160&article=3&title=Bone%20Quality%20and%20Quantity%20and%20Dental%20Implant%20Failure:%20A%20Systematic%20Review%20and%20Meta-analysis#.WQNgP_1JmG8
- [23] JOHNS, RB, T JEMT, JE HUTTON a S MCKENNA. A Multicenter Study of Overdentures Supported by Brånemark Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992, **7**(4), 98-114.
- [24] MISCH, Carl. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby Elsevier, 2008. ISBN 978-0-323-04373-1.
- [25] SLEZÁKOVÁ, Lenka, Markéta HRUŠKOVÁ, Petra KADUCHOVÁ, Irena PŘIVŘELOVÁ, Eva STAROŠTÍKOVÁ a Eva VŠETIČKOVÁ. *Stomatologie I: pro SZŠ a VOŠ*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5826-8.
- [26] DOSTÁLOVÁ, Taťjana a Michaela BEZNOSKOVÁ SEYDLOVÁ. *Stomatologie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2700-4.
- [27] KOBER, C., B. ERDMANN, R. SADER a H.-F. ZEILHOFER. Simulation of the Human Mandible: Comparison of Bone Mineral Density and Stress/Strain Profiles due to Masticatory Muscles' Traction. *ZIB-Report* [online]. 2003, **2003**(3), 1-18 [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: <https://opus4.kobv.de/opus4-zib/frontdoor/index/index/docId/745>
- [28] KOBER, C., B. ERDMANN, C. HELLMICH, R. SADER a H.-F. ZEILHOFER. Anisotropic simulation of the human mandible. *ZIB-Report* [online]. 2004, **4**(12), 1-13 [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/288195174_Anisotropic_simulation_of_the_human_mandible
- [29] SZUCS, Attila, Peter BUJTAR, George SÁNDOR a József BARABÁS. Finite Element Analysis of the Human Mandible to Assess the Effect of Removing an Impacted Third Molar. *Journal (Canadian Dental Association)* [online]. 2010, **76**, 1-7 [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/44801366_Finite_Element_Analysis_of_the_Human_Mandible_to_Assess_the_Effect_of_Removing_an_Impacted_Third_Molar
- [30] KORIOTH, T.W.P. a A.G. HANNAM. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *Journal of Dental Research* [online]. 1996, **73**(1), 56-66

- [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1177/00220345940730010801. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345940730010801>
- [31] THOMKOVÁ, B. *Analýza sil působících na dolní čelist při žvýkání*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018.. 67 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..
- [32] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: pro studující nestomatologických oborů*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-247-5807-7.
- [33] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: propedeutika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3534-4.
- [34] JUODZBALYS, Gintaras, Hom-Lay WANG a Gintautas SABALYS. Injury of the Inferior Alveolar Nerve during Implant Placement: a Literature Review. *Journal of Oral and Maxillofacial Research* [online]. 2011, 2(1) [cit. 2020-05-11]. DOI: 10.5037/jomr.2011.2101. ISSN 2029283X. Dostupné z: <http://www.ejomr.org/JOMR/archives/2011/1/e1/v2n1e1ht.htm>
- [35] BARTLING, Richard, Katherine FREEMAN a Richard KRAUT. The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 1999, 57(12), 1408-1410 [cit. 2020-05-11]. DOI: 10.1016/S0278-2391(99)90720-6. ISSN 02782391. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239199907206>
- [36] ELLIES, LG a PB HAWKER. The prevalence of altered sensation associated with implant surgery. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993, 8(6), 674-9.
- [37] DOKLÁDAL, Milan. *Anatomie zubů a chrupu: [Určeno pro posl. fak. lék.]*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 1994. ISBN 80-210-0999-3.
- [38] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 2. české vyd. Přeložil Magdalena KOŤOVÁ. Praha: Grada, 2012. ISBN 9788024735191.
- [39] SHETTY, Sanath, Nazia ZARGAR, Kamalakanth SHENOY a V. REKHA. Occlusal Plane Location in Edentulous Patients: A Review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* [online]. [cit. 2020-04-01]. DOI: 10.1007/s13191-013-0288-0. ISSN 0972-4052. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s13191-013-0288-0>
- [40] PIERMATTI, J. Tooth position in full-mouth implant restorations--a case report. *General dentistry* [online]. 54(3), 221-2 [cit. 2020-04-03]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16776416>
- [41] RAHN, Arthur, Charles HEARTWELL a Charles HEARTWELL. *Textbook of complete dentures*. 5th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1993. ISBN 9780812115239.
- [42] YASAKI, Masakata. The height of the occlusion rim and the interocclusal distance. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1961, 11(1), 26-31 [cit. 2020-04-03]. DOI:

- 10.1016/0022-3913(61)90106-8. ISSN 00223913. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022391361901068>
- [43] NAGLE, R.J. a V.H. SEARS. *Denture Prosthetics: Complete Dentures*. 2nd. The University of Michigan: Mosby, 1962.
- [44] LUNDQUIST, Donald a Wallace LUTHER. Occlusal plane determination. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1970, **23**(5), 489-498 [cit. 2020-04-03]. DOI: 10.1016/0022-3913(70)90198-8. ISSN 00223913. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022391370901988>
- [45] SHIGLI, K, BR CHETAL a J JABADE. Validity of soft tissue landmarks in determining the occlusal plane. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* [online]. 2005, **5**(3) [cit. 2020-04-03]. DOI: 10.4103/0972-4052.17107. ISSN 0972-4052. Dostupné z:
<http://www.jprosthodont.com/text.asp?2005/5/3/139/17107>
- [46] GUPTA, Rubina, Himanshu AERAN a SP SINGH. Relationship of anatomic landmarks with occlusal plane. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* [online]. 2009, **9**(3) [cit. 2020-04-03]. DOI: 10.4103/0972-4052.57083. ISSN 0972-4052. Dostupné z:
<http://www.jprosthodont.com/text.asp?2009/9/3/142/57083>
- [47] MUDR. Richard Jurkovič, PhD., MPH [online]. 2017 [cit. 2019-01-05]. Dostupné z:
<https://www.richard-jurkovic.sk/zubne-implantaty/typy-implantatov/>
- [48] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. Třetí, přepracované a doplněné vydání. Hradec Králové: ARTILIS, 2017. ISBN 978-80-906794-0-5.
- [49] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 2001. ISBN 80-86225-15-1.
- [50] Nobel Biocare: *Brånemark System – the original* [online]. 2019 [cit. 2019-12-01]. Dostupné z:
<https://www.nobelbiocare.com/dk/en/home/products-and-solutions/implant-systems/branemark-system.html>
- [51] LASAK: *Zubní implantáty BioniQ* [online]. Praha, 2019 [cit. 2019-12-01]. Dostupné z:
<https://www.lasak.cz/pro-odborniky/produkty/implantologie-3/zubni-implantaty-bioniq>
- [52] MARTIKAN: *Dentálne implantáty, fixačné a distrakčné chirurgické prvky, príslušenstvo a nástroje* [online]. Dolná Mariková [cit. 2019-12-01]. Dostupné z:
<http://www.martikan.eu/Dentalne%20implantaty.html>
- [53] IHDE, Stefan. *Principles of BOI: clinical, scientific, and practical guidelines to 4-D dental implantology*. 1st ed. New York, NY: Springer, 2005. ISBN 3-540-21665-0.
- [54] SYKARAS, N, AM IACOPINO, VA MARKER, RG TRIPLETT a RD WOODY. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000, - **15**(5), 675-690.

- [55] OSMAN, Reham a Michael SWAIN. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials* [online]. 2015, **8**(3), 932-958 [cit. 2020-02-23]. DOI: 10.3390/ma8030932. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1996-1944/8/3/932>
- [56] BONA, Alvaro, Oscar PECHO a Rodrigo ALESSANDRETTI. Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials* [online]. 2015, **8**(8), 4978-4991 [cit. 2020-02-23]. DOI: 10.3390/ma8084978. ISSN 1996-1944. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1996-1944/8/8/4978>
- [57] OSMAN, Reham, Sunyoung MA, Warwick DUNCAN, Rohana DE SILVA, Allauddin SIDDIQI a Michael SWAIN. Fractured zirconia implants and related implant designs: scanning electron microscopy analysis. *Clinical Oral Implants Research* [online]. 2013, **24**(5), 592-597 [cit. 2020-02-23]. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2011.02411.x. ISSN 09057161. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2011.02411.x>
- [58] VRBOVÁ, R a M SOCHOR. Povrch dentálních implantátů a jeho vliv na interakci s biologickým prostředím (Souborný referát). *Česká stomatologie / Praktické zubní lékařství*. Praha, 2010, **110**(3), 49-60. ISSN 1213-0613.
- [59] GUILLAUME, B. Dental implants: A review. *Morphologie* [online]. 2016, **100**(331), 189-198 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/j.morpho.2016.02.002. ISSN 12860115. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1286011516000291>
- [60] REINHARDT, Belinda a Thomas BEIKLER. Chapter 4 - Dental Implants. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Waltham: MA: Elsevier/BH, 2014, s. 51-75. ISBN 978-0-12-394619-5.
- [61] PAZDERA, Jindřich. *Základy ústní a čelistní chirurgie*. 4. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2016. ISBN 978-80-244-4915-9.
- [62] ALBREKTSSON, T., P.-I. BRÅNEMARK, H.-A. HANSSON a J. LINDSTRÖM. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* [online]. 1981, **52**(2), 155-170 [cit. 2020-04-20]. DOI: 10.3109/17453678108991776. ISSN 0001-6470. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17453678108991776>
- [63] PARITHIMARKALAIIGNAN, S. a T. PADMANABHAN. Osseointegration: An Update. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* [online]. 2013, **13**(1), 2-6 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1007/s13191-013-0252-z. ISSN 0972-4052. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s13191-013-0252-z>
- [64] ABRAHAMS, James. Dental CT Imaging: A Look at the Jaw. *Radiology* [online]. 2001, **219**(2), 334-345 [cit. 2020-04-21]. DOI: 10.1148/radiology.219.2.r01ma33334. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.219.2.r01ma33334>
- [65] BARRETT, Harrison. *III The Radon Transform and Its Applications* [online]. Elsevier, 1984, s. 217-286 [cit. 2020-04-21]. Progress in Optics. DOI: 10.1016/S0079-

- 6638(08)70123-9. ISBN 9780444867612. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079663808701239>
- [66] RHO, J.Y., M.C. HOBATHO a R.B. ASHMAN. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1995, **17**(5), 347-355 [cit. 2020-01-21]. DOI: 10.1016/1350-4533(95)97314-F. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/135045339597314F>
- [67] *Image J* [online]. [cit. 2020-03-09]. Dostupné z: <https://imagej.net/Welcome>
- [68] MATSUSHITA, Y, M KITO, K MIZUTA, H IKEDA a T SUETSUGU. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *Journal of Oral Implantology*. 1990, **16**(1), 6-11.
- [69] CLIFT, S, J FISHER a C WATSON. Finite Element Stress and Strain Analysis of the Bone Surrounding a Dental Implant: Effect of Variations in Bone Modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2016, **206**(4), 233-241 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1243/PIME_PROC_1992_206_295_02. ISSN 0954-4119. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/PIME_PROC_1992_206_295_02
- [70] ICHIM, I., M. SWAIN a J.A. KIESER. Mandibular Biomechanics and Development of the Human Chin. *Journal of Dental Research* [online]. 2016, **85**(7), 638-642 [cit. 2020-05-08]. DOI: 10.1177/154405910608500711. ISSN 0022-0345. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154405910608500711>
- [71] MARCIÁN, Petr, Jan WOLFF, Ladislava HORÁČKOVÁ, Jozef KAISER, Tomáš ZIKMUND a Libor BORÁK. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2018, **96**, 157-165 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2018.03.012. ISSN 00104825. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482518300696>
- [72] LIN, Daniel, Qing LI, Wei LI, Naughton DUCKMANTON a Michael SWAIN. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, **43**(2), 287-293 [cit. 2020-05-08]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.024. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009004874>
- [73] O'MAHONY, Aisling, John WILLIAMS, Jerald KATZ a Paulette SPENCER. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* [online]. 2000, **11**(5), 415-421 [cit. 2020-01-21]. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2000.011005415.x. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2000.011005415.x>
- [74] HIMMLOVÁ, Lucie, Tat'jana DOSTÁLOVÁ, Alois KÁCOVSKÝ a Svatava KONVIČKOVÁ. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2004, **91**(1), 20-25

- [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/j.prosdent.2003.08.008. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391303005894>
- [75] BAGGI, Luigi, Ilaria CAPPELLONI, Michele DI GIROLAMO, Franco MACERI a Giuseppe VAIRO. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2008, **100**(6), 422-431 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391308602590>
- [76] DING, Xi, Xing-Hao ZHU, Sheng-Hui LIAO, Xiu-Hua ZHANG a Hong CHEN. Implant-Bone Interface Stress Distribution in Immediately Loaded Implants of Different Diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics* [online]. 2009, **18**(5), 393-402 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x. ISSN 1059941X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x>
- [77] CHOU, Hsuan-Yu, Sinan MÜFTÜ a Dinçer BOZKAYA. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2010, **104**(5), 293-300 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/S0022-3913(10)60142-4. ISSN 00223913. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391310601424>
- [78] TAHERI, Ramezan, Amin JARRAHI, Gholamreza FARNOOSH a Alireza KARIMI. A comparative finite element simulation of stress in dental implant–bone interface using isotropic and orthotropic material models in three mastication cycles. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* [online]. 2018, **40**(10) [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1007/s40430-018-1409-9. ISSN 1678-5878. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40430-018-1409-9>
- [79] RAAJ, Gowthama, Pulliappan MANIMARAN, ChandranDhinesh KUMAR, DuraisamySai SADAN a Mathivanan ABIRAMI. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on stress and strain in the mandibular segment—A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Pharmacy And Bioallied Sciences* [online]. 2019, **11**(6) [cit. 2020-02-18]. DOI: 10.4103/JPBS.JPBS_29_19. ISSN 0975-7406. Dostupné z: <http://www.jpbonline.org/text.asp?2019/11/6/347/258833>
- [80] WIRTH, Andreas, Ralph MÜLLER a G. HARRY VAN LENTHE. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, **45**(6), 1060-1067 [cit. 2020-05-08]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.024. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929012000231>
- [81] TOPKAYA, Tolga a Murat SOLMAZ. The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite

- element analysis. *Journal of Biomechanics* [online]. 2015, **48**(10), 2102-2109 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.03.006. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192901500175X>
- [82] ORTIZ-PUIGPELAT, Octavi, Aida LÁZARO-ABDULKARIM, Javier-María DE MEDRANO-REñÉ, Jordi GARGALLO-ALBIOL, Josep CABRATOSA-TERMES a Federico HERNÁNDEZ-ALFARO. Influence of Implant Position in Implant-Assisted Removable Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics* [online]. 2019, **28**(2), 675-681 [cit. 2020-02-18]. DOI: 10.1111/jopr.12722. ISSN 1059941X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12722>
- [83] ZHONG, Jingxiao, Massimiliano GUAZZATO, Junning CHEN et al. Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2019 [cit. 2019-11-09]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103490. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616118315170>
- [84] ALAQEELY, Razan, Nadir BABAY a Montaser ALQUTUB. Dental implant primary stability in different regions of the Jawbone: CBCT-based 3D finite element analysis. *The Saudi Dental Journal* [online]. 2020, **32**(2), 101-107 [cit. 2020-02-23]. DOI: 10.1016/j.sdentj.2019.06.001. ISSN 10139052. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1013905219302950>
- [85] MARCIÁN, P., O. KONEČNÝ, L. BORÁK, J. VALÁŠEK, K. ŘEHÁK, D. KRPALEK a Z FLORIAN. *On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct*. In MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing. 1.Brno: Brno University of Technology, 2011. ISBN 978-80-214-4302- 0.
- [86] NOBEL BIOCARE, . *Product catalog 2017/18: Complete assortment* [online]. Zürich, 2017 [cit. 2020-06-24]. Dostupné z: https://nobelbiocare.pl/wp-content/uploads/2017/07/81206_ProdCatalog2017-18_GB.pdf
- [87] GEI, Massimiliano, Francesco GENNA a Davide BIGONI. An Interface Model for the Periodontal Ligament. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2002, **124**(5), 538-546 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1115/1.1502664. ISSN 0148-0731. Dostupné z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/124/5/538/463927/An-Interface-Model-for-the-Periodontal-Ligament>
- [88] MENICUCCI, Giulio, Alexei MOSSOLOV, Marco MOZZATI, Massimo LORENZETTI a Giulio PRETI. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research* [online]. 2002, **13**(3), 334-341 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2002.130315.x. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2002.130315.x>

- [89] KAYABAŞI, Oğuz, Emir YÜZBASIOĞLU a Fehmi ERZINCANLI. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* [online]. 2006, **37**(10), 649-658 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1016/j.advengsoft.2006.02.004. ISSN 09659978. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0965997806000226>
- [90] NATALI, Arturo, Emanuele CARNIEL a Piero PAVAN. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dental Materials* [online]. 2008, **24**(4), 561-569 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1016/j.dental.2007.11.024. ISSN 01095641. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564107002850>
- [91] VAN OOSTERWYCK, Hans, Joke DUYCK, Jos VANDER SLOTEN, Georges VANDER PERRE a Ignace NAERT. Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study. *Clinical Oral Implants Research* [online]. 2002, **13**(3), 327-333 [cit. 2020-02-08]. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2002.130314.x. ISSN 0905-7161. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2002.130314.x>
- [92] AUSIELLO, Pietro, Pasquale FRANCIOSA, Massimo MARTORELLI a David WATTS. Effects of thread features in osseo-integrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dental Materials* [online]. 2012, **28**(8), 919-927 [cit. 2020-02-09]. DOI: 10.1016/j.dental.2012.04.035. ISSN 01095641. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564112001418>
- [93] APICELLA, A, E MASI, L NICOLAIS, F ZARONE, N DE ROSA a G VALLETTA. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* [online]. 1998, **9**(4), 191-196 [cit. 2020-02-09]. DOI: 10.1023/A:1008879922207. ISSN 09574530. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1008879922207>
- [94] SUGIURA, T., K. YAMAMOTO, M. KAWAKAMI, S. HORITA, K. MURAKAMI a T. KIRITA. Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal* [online]. 2015, , 66-73 [cit. 2020-01-21]. DOI: 10.4317/medoral.19878. ISSN 16986946. Dostupné z: http://www.medicinaoral.com/pubmed/medoralv20_i1_p66.pdf
- [95] PARK, Hyo-Sang, Youn-Ju LEE, Seong-Hwa JEONG a Tae-Geon KWON. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2008, **133**(1), 30-37 [cit. 2020-01-21]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.01.044. ISSN 08895406. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540607009079>
- [96] CHENG, Kang-jie, Yun-feng LIU, Joanne WANG, Janice JUN, Xian-feng JIANG, Russell WANG a Dale BAUR. Biomechanical behavior of mandibles reconstructed with fibular grafts at different vertical positions using finite element method. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* [online]. 2019, **72**(2), 281-289 [cit. 2020-

- 01-21]. DOI: 10.1016/j.bjps.2018.10.002. ISSN 17486815. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1748681518303541>
- [97] BORÁK, L. a P. MARCIÁN. Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In: *Engineering Mechanics 2017*. 2017, s. 190-193. ISBN 978-80-214-5497-2.
- [98] SHEFELBINE, Sandra, Ulrich SIMON, Lutz CLAES, Andreas GOLD, Yankel GABET, Itai BAB, Ralph MÜLLER a Peter AUGAT. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. *Bone* [online]. 2005, **36**(3), 480-488 [cit. 2020-05-08]. DOI: 10.1016/j.bone.2004.11.007. ISSN 87563282. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S8756328204004569>
- [99] ZHENG, Keke, Zhipeng LIAO, Nobuhiro YODA et al. Investigation on masticatory muscular functionality following oral reconstruction – An inverse identification approach. *Journal of Biomechanics* [online]. 2019, **90**, 1-8 [cit. 2020-06-06]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.04.007. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929019302593>
- [100] KORABI, R., K. SHEMTOV-YONA, A. DOROGOY a D. RITTEL. The Failure Envelope Concept Applied To The Bone-Dental Implant System. *Scientific Reports* [online]. 2017, **7**(1) [cit. 2020-05-15]. DOI: 10.1038/s41598-017-02282-2. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41598-017-02282-2>
- [101] LINETSKIY, Igor, Vladyslav DEMENKO, Larysa LINETSKA a Oleg YEFREMOV. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success – A finite element study. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2017, **91**, 318-325 [cit. 2020-05-15]. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2017.09.016. ISSN 00104825. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482517303141>
- [102] ULM, C., G. TEPPER, R. BLAHOUT, X. RAUSCH-FAN, S. HIENZ a M. MATEJKA. Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles. *Clinical Oral Implants Research* [online]. 2009 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2008.01701.x. ISSN 09057161. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2008.01701.x>
- [103] PIVONKA, Peter, ed. *Multiscale Mechanobiology of Bone Remodeling and Adaptation* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2018 [cit. 2020-06-23]. CISM International Centre for Mechanical Sciences. DOI: 10.1007/978-3-319-58845-2. ISBN 978-3-319-58843-8.
- [104] FROST, H. M. Bone mass and the mechanostat: a proposal. *The Anatomical Record* [online]. 1987, **219**(1), 1-9 [cit. 2020-06-23]. DOI: 10.1002/ar.1092190104. ISSN 0003-276X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ar.1092190104>
- [105] ELIAS, Carlos, Daniel FERNANDES, Francielly SOUZA, Emília MONTEIRO a Ronaldo BIASI. Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys

(Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. *Journal of Materials Research and Technology* [online]. 2019, **8**(1), 1060-1069 [cit. 2020-04-10]. DOI: 10.1016/j.jmrt.2018.07.016. ISSN 22387854. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2238785418302813>

[106] WANG, Kun, Jianping GENG, David JONES a Wei XU. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2016, **63**, 164-171 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.msec.2016.02.015. ISSN 09284931. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493116301060>

[107] YAMAGUCHI, Satoshi, Yasufumi YAMANISHI, Lucas MACHADO, Shuji MATSUMOTO, Nick TOVAR, Paulo COELHO, Van THOMPSON a Satoshi IMAZATO. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *Journal of Prosthodontic Research* [online]. 2018, **62**(1), 24-30 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.jpor.2017.03.006. ISSN 18831958. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195817300439>

Zoznam použitých symbolov a skratiek

AT	Predný sval spánkový
DM	Hlboký sval žuvací
ILP	Vonkajší sval krídlový
MP	Vnútorý sval krídlový
MT	Stredný sval spánkový
PT	Zadný sval spánkový
SM	Povrchový sval žuvací
STL	STereoLithography

Zoznam obrázkov

Obr.1 Anatomia lebky [7]	13
Obr.2 Anatomia dolnej čeľuste [7]	14
Obr.3 Hodnotenie resorpcie kostného tkaniva v alveolárnom výbežku podľa Lekholm a Zarba [20]	15
Obr.4 Klasifikácia hustoty kostného tkaniva [24]	15
Obr.5 Stály chrup [7]	16
Obr.6 Zloženie zubu [7]	17
Obr.7 Žuvacie svalstvo [7]	17
Obr.8 Nervy dolnej čeľuste, upravené z [24]	19
Obr.9 Významné smery na dolnej čeľusti [37]	19
Obr.10 Oklúzna rovina [38]	20
Obr.11 Implantáty Brånemark Systém [50] a Lasak [51]	22
Obr.12 Žiletkové dentálne implantáty firmy MARTIKAN [52]	23
Obr.13 Ilustratívny postup zavedenia implantátu (vytvorené podľa [61])	26
Obr.14 Rozdiel medzi oseointegráciou a fibrointegráciou	27
Obr.15 Princíp fungovania CT, upravené z [24]	28
Obr.16 CT snímka dolnej čeľuste v transversálnom reze v oblasti vyústenia alveolárneho nervu	29
Obr.17 Zobrazenie CT čísel na CT snímke pomocou pseudofarieb	29
Obr.18 a) Intenzita šedej HU jednotiek , b) HU jednotky (prevzaté z [24])	30
Obr.19 a) Ukážka hodnôt HU pre kortikálne a špongiózne kostné tkanivo v dolnej čeľusti [67], b) HU jednotky pre jednotlivé kvality kostného tkaniva	31
Obr.20 STL Model Creator [85]	38
Obr.21 STL modely kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva	38
Obr.22 Model geometrie dolnej čeľuste s alveolárnym nervom	39
Obr.23 Vytvorené plochy pre úpony svalov	39
Obr.24 Model geometrie implantátu [86]	40
Obr.25 Polohy zavedenia implantátu	40
Obr.26 Implantát zavedený v polohe A	41
Obr.27 Implantát zavedený v polohe B	41
Obr.28 Implantát zavedený v polohe C	42
Obr.29 Implantát zavedený v polohe D	42
Obr.30 Valčeky okolo zavedených implantátov	43
Obr.31 Zobrazenie stredovej roviny implantátu	43
Obr.32 Model geometrie dolnej čeľuste s implantátmi zavedenými v natočených polohách	44
Obr.33 Oblasť merania hodnôt HU a príklad merania hodnoty HU	45
Obr.34 Hodnoty HU pre jednotlivé oblasti dolnej čeľuste [24; 94; 95]	46
Obr.35 Prostredie programu CTPixelMapper_v1-7 [97]	48
Obr.36 Youngov modul pružnosti kostného tkaniva pre model materiálu E ₅₆₆ , E ₁₃₇₀ a E _{nehomo} (poloha A, poloha B, poloha C, poloha D)	48
Obr.37 a) Model väzieb b) Pomocný súradnicový systém na implantáte	49
Obr.38 Dva riešené varianty rozhrania kost'-implantát: bonded a frictional	50
Obr.39 Model zaťaženia	51

Obr.40 Sieť konečných prvkov, na implantáte s detailom siete na závíte implantátu.....	52
Obr.41 Prehľad riešených výpočtových modelov.....	53
Obr.42 Prehľad riešených výpočtových modelov s implantátmi natočenými voči pôvodným polohám.....	54
Obr.43 Vyhodnocovaná cesta okolo implantátu zavedeného v polohe D	55
Obr.44 Izolínie Youngovho modulu pružnosti pre segmenty so zavedenými implantátmi, zvýraznené cesty vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závítu implantátu.....	55
Obr.45 Hustotu pozdĺž cesty vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závítu implantátu	56
Obr.46 Youngov modul pružnosti pozdĺž cesty vo vzdialenosti 1 mm od vrcholu závítu implantátu.....	57
Obr.47 Youngov modul pružnosti okolo implantátu pre polohy A-D a ich natočené polohy	57
Obr.48 Schematické znázornenie hraničných hodnôt pretvorenia pre rôzne stavy zaťažovania (prevzaté a upravené z [103; 104])	58
Obr.49 Rozloženie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive.....	59
Obr.50 Porovnanie intenzity pretvorenia pre polohu A, pre všetky varianty modelu materiálu.....	60
Obr.51 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{566} variant bonded	61
Obr.52 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{1370} variant bonded	61
Obr.53 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{nehom} variant bonded.....	62
Obr.54 Porovnanie hodnôt intenzity pretvorenia pre variant bonded a frictional (E_{nehom}).....	62
Obr.55 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{566} variant frictional	63
Obr.56 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{1370} variant frictional	64
Obr.57 Intenzita pretvorenia okolo implantátu pre model materiálu E_{nehom} variant frictional	64
Obr.58 Rozloženie intenzity pretvorenia v kostnom tkanive pre natočené polohy (pre model materiálu E_{nehom})	65
Obr.59 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant bonded	67
Obr.60 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant bonded	67
Obr.61 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant bonded	68
Obr.62 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant bonded	68
Obr.63 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant frictional	69
Obr.64 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant frictional	69
Obr.65 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant frictional	70
Obr.66 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant frictional	70
Obr.67 Porovnanie intenzity pretvorenia pre všetky varianty modelu materiálu pre implantát zavedený v polohe A (variant bonded)	71
Obr.68 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{566} variant bonded.....	72
Obr.69 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{1370} variant bonded	72
Obr.70 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{nehom} variant bonded.....	73
Obr.71 Porovnanie intenzity pretvorenia pre varianty bonded a frictional (model materiálu E_{nehom})	73
Obr.72 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{566} variant frictional.....	74
Obr.73 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{1370} variant frictional	74
Obr.74 Intenzita pretvorenia pre model materiálu E_{nehom} variant frictional	75
Obr.75 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant bonded	75

Obr.76 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant bonded	76
Obr.77 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant bonded	76
Obr.78 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant bonded	77
Obr.79 Intenzita pretvorenia pre polohu A a jej natočenia, variant frictional	77
Obr.80 Intenzita pretvorenia pre polohu B a jej natočenia, variant frictional	78
Obr.81 Intenzita pretvorenia pre polohu C a jej natočenia, variant frictional	78
Obr.82 Intenzita pretvorenia pre polohu D a jej natočenia, variant frictional	79
Obr.83 HMM napätie na implantáte (bukolingválny smer)	80
Obr.84 HMM napätie na implantáte (bukolabiálny smer)	81
Obr.85 HMM napätie v 1. závite implantátu (bukolingválny smer)	82
Obr.86 HMM napätie v 2. závite (bukolingválny smer)	83
Obr.87 HMM napätie v 1. závite (bukolabiálny smer).....	83
Obr.88 HMM napätie v 2. závite (bukolabiálny smer).....	84
Obr.89 HMM napätie na implantáte (bukolingválny smer)	85
Obr.90 HMM napätie na implantáte (bukolabiálny smer)	86
Obr.91 HMM napätie v 1. závite implantátu (bukolingválny smer)	88
Obr.92 HMM napätie v 2. závite implantátu (bukolingválny smer)	88
Obr.93 HMM napätie v 1. závite implantátu (bukolabiálny smer)	89
Obr.94 HMM napätie v 2. závite implantátu (bukolabiálny smer)	90
Obr.95 Porovnanie celkových deformačných posuvov v závislosti na modeli materiálu	91
Obr.96 Celkové posuvy dolnej čeľuste so zavedeným dentálnym implantátom.....	92
Obr.97 Porovnanie celkových posuvov dolnej čeľuste so zavedeným implantátom pre rôzne natočenia implantátu	93

Zoznam tabuliek

Tab.2.1 Veľkosť síl od žuvacích svalov [31].....	18
Tab.6.1 Veľkosti síl od žuvacích svalov [31] z literatúry [30]	50
Tab.6.2 Veľkosť jednotlivých síl od žuvacích svalov v jednotlivých smeroch [31]	51
Tab.6.3 Celkový počet uzlov a elementov pre všetky riešené varianty.....	52