

**Univerzita Karlova v Praze  
Lékařská fakulta v Hradci Králové**



**Měření primární stability dentálního implantátu a její ovlivnění designem  
implantátu**

**Ladislav Dzan**

**Autoreferát disertační práce**

**Doktorský studijní program Stomatologie**

**Hradec Králové**

**2016**

Disertační práce byla vypracována v rámci kombinovaného studia doktorského studijního programu Stomatologie na Stomatologické klinice Lékařské fakulty UK v Hradci Králové.

Autor: MUDr. Ladislav Dzan  
Oddělení Ústní, čelistní a obličejové chirurgie,  
Krajská nemocnice Liberec

Školitel: prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc.  
Stomatologická klinika LF UK a FN v Hradci Králové

Oponenti: prof. MUDr. Tibor Németh, DrSc.  
Stomatologická klinika Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a 1. LF UK  
  
doc. Ing. Lukáš Čapek, PhD.  
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti, Technická univerzita v Liberci

Místo konání obhajoby:

Obhajoba se bude konat před Komisí pro obhajoby OR Stomatologie dne ..... na Stomatologické klinice LF UK a FN v Hradci Králové od ..... hod.

S disertační prací je možno se seznámit na studijním oddělení děkanátu Lékařské fakulty v Hradci Králové, Univerzity Karlovy v Praze, Šimkova 870, 500 38 Hradec Králové (tel. 495 816 131).

prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc.  
Předseda Komise pro obhajoby disertačních prací  
v doktorském studijním programu Stomatologie  
Garant studijního programu

## OBSAH

<b>1 SOUHRN</b> .....	1
<b>2 SUMMARY</b> .....	2
<b>3 ÚVOD</b> .....	3
<b>4 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE</b> .....	4
4.1 S využitím matematického modelování analyzovat vliv designu nejčastěji používaných zevních závitů na stabilitu implantátů zjištěním rozložení napětí na rozhraní implantát - kost a v přilehlé periimplantátové kosti a mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost (mechanické kompatibility) u těchto typů závitů .....	4
4.2 S využitím matematického modelování analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho stabilitu .....	4
4.3 Na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé .....	4
<b>5 MATERIÁL A METODIKA</b> .....	4
<b>6 VÝSLEDKY</b> .....	7
<b>7 DISKUSE</b> .....	22
<b>8 ZÁVĚR</b> .....	26
<b>9 POUŽITÁ LITERATURA</b> .....	27
<b>10 PŘEHLED PUBLIKAČNÍ ČINNOSTI AUTORA</b> .....	30
10.1 Původní vědecké publikace v časopisech s impact factorem .....	30
10.2 Ostatní publikace v časopisech s impact factorem .....	30
10.3 Původní vědecké práce v časopisech bez IF .....	30
10.4 Ostatní publikace v časopisech bez IF .....	30
10.5 Přednášky na odborných setkáních .....	31

## 1 SOUHRN

Primární stabilita je absence mobility v kostním lůžku po vložení implantátu a je podmíněna kvalitou a kvantitou kosti, chirurgickou technikou a zkušeností chirurga. Dalším prvkem je mikrodesign a zejména makrodesign implantátu, jehož vlivu na primární stabilitu zatím nebyla věnována dostatečná vědecká pozornost.

Cílem práce bylo analyzovat vliv nejčastěji používaných závitů na stabilitu implantátů zjištěním rozložení napětí na rozhraní implantát - kost a v přilehlé periimplantátové kosti a mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost (mechanické kompatibility) u těchto typů závitů. Dalším cílem bylo v teoretické rovině pomocí metody konečných prvků analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho primární stabilitu. V praktické části bylo cílem na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé.

Výsledky získané metodou konečných prvků potvrzují, že tvar závitů implantátu ovlivňuje výsledné mechanické napětí v kosti i implantátu, nelze však jednoznačně stanovit nejvhodnější typ závitů implantátu.

Dále bylo zjištěno, že v matematickém modelu vlastní frekvence rozkmitaných implantátů stoupají prakticky lineárně, což znamená, že s prodlužující se délkou a zvětšujícím se průměrem implantátu roste jeho primární stabilita. Výjimkou je průměr 3,7 a délka 16 mm, kdy u tohoto průměru prodlužující délka více ovlivňuje hmotnost implantátu než jeho tuhost.

Výsledky klinické studie prokázaly, že délka a průměr mají pozitivní vliv na primární stabilitu implantátu, ale není možné jednoznačně definovat, který z těchto parametrů má rozhodující vliv na výslednou stabilitu implantátu.

Z klinické studie dále vyplynulo, že parametry pohlaví, věk, typ čelisti, lokalizace implantátu a doba uplynulá od extrakce do zavedení implantátu nemají na primární stabilitu významnější dopad. Výjimkou jsou ženy ve věkové skupině „56 let a více“, u nichž se ve vyšším věku vlivem osteoporózy zhoršuje primární stabilita implantátů.

Z výsledků je zřejmé, že měření stability implantátu pomocí rezonanční frekvenční analýzy (RFA) má své limity věrohodnosti. Ty spočívají jednak v tom, že vlastní frekvence a módy soustavy implantát - kost mohou ležet mimo měřitelné spektrum zařízení Osstell<sup>®</sup>, jednak v tom, že výsledné hodnoty stability měřené pomocí RFA jsou ovlivněné tuhostí a hmotností implantátu. Je zřejmé, že budoucnost designu implantátů je ve snižování jejich celkové tuhosti tak, aby byla co nejlepší mechanická kompatibilita mezi kostí a implantátem.

Hlavní přínos práce spočívá především v propojení moderních metod biomechaniky s klinickou praxí. Prokázalo se, že metoda konečných prvků je vhodná metoda pro modelování a počítání stavů, které jsou jen obtížně měřitelné *in vivo*, ale má svá omezení zejména v obtížnosti postihnout v modelu všechny vlastnosti kosti vzhledem k její nehomogenitě. Proto je zpřesňování numerického modelu kosti pro další pokračování výzkumů nezbytné.

## 2 SUMMARY

### **Measurement of primary stability of the dental implant and the influence of the implant design**

Primary stability is the lack of mobility in the bone after an implant insertion and it is conditioned by the quality and quantity of the bone, the surgical technique and the skill of the surgeon. Another element is the micro-design and especially macro-design of the implant, whose influence on the primary stability has not been given sufficient scientific attention.

The objective of this report is to analyze the influence of the most commonly used threads for implant stability findings a stress distribution at the interface of the implant - bone and adjacent periimplant bone and mechanical load transfer from the implant to the surrounding bone (mechanical compatibility) for these types of threads. Another objective is the theoretical use of the Finite Element Analysis (FEA) which is used to analyze the influence of the length and diameter of the implant on the primary stability. The practical application is based on clinical studies that have shown a link between the length and diameter of the implant on one side and the primary stability on the other.

The results obtained by the FEA confirms that the thread shape of the implant influences the resulting mechanical stress on the bone and the implant, but does not clearly identify the most appropriate type of implant thread.

It was further discovered that in the mathematical model, the most appropriate frequency for a vibrating implants rose almost linearly, which suggests that with increasing length and increasing diameter the implant will increase the primary stability. One exception is the mean of 3.7 mm and length 16 mm. At this diameter, the length when extended affects more weight than the stiffness of the implant.

Clinical study results have shown that the length and diameter have a positive effect on the primary stability of the implant, but it is not possible to clearly define which of these parameters have a decisive influence on the resulting stability of the implant. Further clinical studies have shown that additional parameters such as gender, age, type of jaw implant position and the elapsed time from extraction to implantation do not have a significant impact on the primary stability. The exceptions are women in the age group "56 and older" due to osteoporosis which exacerbates the primary stability of the implant.

From these results, it is clear that measuring the stability of the implant by using Resonance Frequency Analysis (RFA) has limited assurances. Firstly, the proper frequency and mode the implant - bone system may lie outside the measurable range of Osstell® and secondly, the resulting values of stability measured by the RFA can be affected by rigidity and weight of the implant. It is clear that the future design of the implants is in reducing the overall rigidity, so that the best possible mechanical compatibility will be between the implant and the bone.

The central focus of this thesis lies in the connection of modern methods of biomechanics with clinical practice. It has been demonstrated that the FEA which is a suitable method for modeling and assessing conditions, which are difficult to measure *in vivo*, has limitations. These particular difficulties reveal all the characteristics of the bone to its inhomogeneity. Therefore, specific numerical model of bone is necessary for the continuation of research.

### 3 ÚVOD

Je prokázáno, že dlouhodobé správné fungování zubních implantátů ovlivňuje řada faktorů. Mezi ně patří zejména pečlivá chirurgická fáze implantace, denzita a objem kosti [32, 37, 43]. Dalšími faktory jsou design implantátu, který musí být v souladu s anomií, fyziologií a s nejnovějšími poznatky o vztahu mezi materiálem a organismem [29, 33], tuhost implantátu, tuhost rozhraní implantát - kost a tuhost okolní tkáň.

Hlavním problémem titanových implantátů je jejich vysoký modul pružnosti v porovnání s kostí. Tento rozdíl může vést k nadměrnému zatěžování kosti (tzv. „stress shielding“ efektu), což v konečném důsledku často znamená ztrátu implantátu.

V roce 1892 Wolff [48] popsal změny, které jsou vyvolány ve struktuře kostí vnějšími silami, a na tyto zákony navázal v 60. letech 20. století Harold Frost svými experimenty. Na jejich základě založil teorii modelace a remodelace kosti vycházející z míry deformace, která je akumulována v kostní tkáni a umožňuje pochopit klinické a experimentální pozorování změn probíhajících v kostech [11]. Proces biomechanické adaptace je řízen a kontrolován zpětnou vazbou, jež na základě zatížení určuje, jestli je nutno kostní hmotu přidat nebo ubrat. Výsledným stavem je pak stabilita implantátu, což je míra klinické imobility implantátu a je považována za nepřímý údaj o oseointegraci.

Rozeznáváme dva typy stability implantátu, přičemž primární stabilita znamená absenci mobility v kostním lůžku po vložení implantátu a je podmíněna kvalitou a kvantitou kosti [32, 37], chirurgickou technikou, zkušeností chirurga a designem implantátu. Bohužel vlivu designu na primární stabilitu zatím nebyla věnována taková pozornost, jakou si jistě zaslouží [20]. K jejímu pochopení je nutné využít teoretické a praktické přístupy řady technických oborů, které mohou pomoci s posouzením mechanických interakcí v soustavě implantát - kost.

Teoretický přístup při simulaci a rozboru řady proměnných odvozených z průměrných vlastností materiálů řeší metoda konečných prvků (MKP) neboli Finite Element Analysis (FEA). Jedná se o matematické modelování s prováděním výpočtového experimentu a princip MKP spočívá v tzv. diskretizaci analyzovaného tělesa, tj. že složité těleso je rozloženo na mnoho jednodušších těles. Při výpočtech je nezbytné zvolit geometrii (2D nebo 3D úroveň), definovat materiálový model, vazby, zatížení (okrajové podmínky) a typ úlohy. Modely jsou simulovány počítačem za použití známých biomechanických vlastností (např. u kosti Youngův modul pružnosti, Poissonovo číslo a hustota) a při výpočtech měníme okrajové podmínky [16].

Výhoda MKP spočívá v její univerzálnosti a v případě zubních implantátů je to mnohdy i jediný způsob, jak analyzovat rozložení napjatosti a příslušné deformace na rozhraní systému implantát - kost, kdy měření v reálných situacích může být obtížné až nemožné z technických nebo etických důvodů. Nevýhodou MKP v biomechanice je pochopitelné zjednodušování reálného prostředí.

Praktický přístup využívá rezonanční frekvenční analýzu (RFA), která v podstatě používá ohybové zatížení napodobující klinické zatížení a tím poskytuje informaci o tuhosti rozhraní implantát - kost. Protože mechanické vlastnosti implantátu a kosti jsou dobře známé a relativně stabilní, nejvýznamnějšími faktory ovlivňujícími tuhost (a tím i rezonanční frekvenci) je délka a průměr implantátu, což podporuje řada odborných sdělení [29, 30].

Základem měření pomocí RFA je rozkmitání implantátu vlivem magnetických sil a vzniklé frekvence jsou registrovány jako jeho rezonanční frekvence. Měřicí jednotkou byl nejprve hertz (Hz), později byla vytvořena jednotka ISQ (Implant Stability Quotient), která je v rozsahu od 1 (nejnižší stabilita) až 100 (nejvyšší stabilita).

## 4 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

**4.1 S využitím matematického modelování analyzovat vliv designu nejčastěji používaných zevních závitů na stabilitu implantátů zjištěním rozložení napětí na rozhraní implantát - kost a v přilehlé periimplantátové kosti a mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost (mechanické kompatibility) u těchto typů závitů.**

**4.2 S využitím matematického modelování analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho stabilitu.**

**4.3 Na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé.**

## 5 MATERIÁL A METODIKA

Pro každou část výzkumu byly použity samostatné metodiky uvedené v následujících odstavcích.

**5.1 Materiál a metodika k bodu 4.1 S využitím matematického modelování analyzovat vliv designu nejčastěji používaných zevních závitů na stabilitu implantátů zjištěním rozložení napětí na rozhraní implantát - kost a v přilehlé periimplantátové kosti a mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost (mechanické kompatibility) u těchto typů závitů.**

Rozložení napětí v kosti ovlivňuje výslednou stabilitu implantátu. Velikost a rozložení napjatosti lze do značné míry ovlivnit materiálovými vlastnostmi implantátu a parametry závitů, přičemž nejvhodnější metodikou pro určení míry mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost, čili mechanické kompatibility, je metoda dle Gefena [15], který zjišťoval poměr mezi mechanickým napětím vznikajícím v kosti a v závitě ortopedického šroubu.

Ke zjištění velikosti mechanického přenosu zatížení (mechanické kompatibility) z implantátu na okolní kost byla analýze podrobena celá délka kontaktu implantátu s kostí. Pro vlastní výpočet byly vybrány korespondující body na rozhraní implantát - kost a zjištěné hodnoty napětí byly dány do vzájemného poměru (mechanický přenos). Celkem bylo identifikováno 270 bodů (na 1 mm délky řezu rozhraní implantát - kost připadá 10 bodů) a poměr napětí v implantátu a kosti byl následně vypočten podle vzorce:

$$\alpha = \frac{\sigma_{\text{kost}}}{\sigma_{\text{implantát}}} [-]$$

kde  $\alpha$  značí mechanický přenos,  $\sigma_{\text{kost}}$  je normálové napětí v kosti a  $\sigma_{\text{implantát}}$  je normálové napětí v implantátu.

Veličina  $\alpha$  charakterizuje míru přenosu mechanického napětí ze závitů do kosti a je menší než jedna. V ideálním případě je rovna jedné, ale vlivem odlišné tuhosti kosti a materiálu závitů je velmi obtížné této hodnoty dosáhnout.

K popisu interakce na rozhraní implantát - kost byla vybrána veličina mechanické napětí a k analýze této interakce bylo zvoleno napětí smykové a normálové. Normálové napětí je popisováno jednou hodnotou nezávislou na směru měření a je charakterizováno tlakovým a tahovým napětím. Výstupem těchto analýz jsou tři druhy mechanického napětí: tlakové, tahové a smykové.

Proces přípravy úlohy:

- X) definování geometrie a materiálového modelu
- Y) definování vazeb a zatížení (okrajové podmínky)
- Z) definování typu úlohy

X) definování geometrie a materiálového modelu

Virtuální modely geometrie metrického, pilovitého, obráceného pilovitého, plochého, ISO Deep HB a ISO Shallow HA závitů zubních implantátů byly vytvořeny návrhem v prostředí CAD (Computer Aided Design) softwaru Inventor.

Virtuální model kosti byl získán z anonymizovaných CT dat pacienta. Ve specializovaném softwaru ITK Snap byla následně provedena rekonstrukce těchto dat pomocí segmentace jednotlivých řezů s následnou povrchovou nebo objemovou rekonstrukcí.

Protože kost má v každém zvoleném směru jiné materiálové vlastnosti, které jsou současnými metodami obtížně měřitelné, bylo použito k jejímu popisu homogenního izotropního modelu kosti definovaného Youngovým modulem pružnosti ( $E$ ), Poissonovým číslem ( $\mu$ ) a hustotou kosti. Kostní blok respektuje rozdělení na kortikální a spongiózní kost, přičemž tloušťka kortikální kosti je 2 mm, tloušťka spongiózní kosti je 25 mm, s hustotou kosti v rozmezí 1000 až 2000 kg/m<sup>3</sup>.

**Y)** definování vazeb a zatížení (okrajové podmínky)

Velikost zatěžující síly  $F$  byla 100 N, přičemž směr síly byl totožný s dlouhou osou implantátu a působíště síly bylo v jeho krčkové části. Virtuální segment mandibuly s implantátem byl vyjmut a fixován na bočních plochách proti pohybu. Byly definovány kontaktní podmínky jednak mezi kortikální a spongiózní kostí (jde o typ nerozdělitelného spojení), dále pak mezi implantátem a kortikální a spongiózní kostí (typ rozdělitelného spojení), při němž se implantát vůči kosti může pohybovat.

**Z)** definování typu úlohy

Model byl simulován jako prostorová osově symetrická úloha. Výpočty byly provedeny pomocí matematického modelování metodou konečných prvků v programu MSC Marc. (MSC Software s.r.o., ČR).

## **5.2 Materiál a metodika k bodu 4.2 S využitím matematického modelování analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho stabilitu.**

Vlastní frekvence a módy (tvary deformace) obecně popisují dynamické vlastnosti pevné struktury. Jsou definovány jednak materiálovými vlastnostmi implantátu (hmotnost, tuhost a tlumení), také materiálovými vlastnostmi okrajových podmínek (čili opět hmotnost, tuhost a tlumení okolního prostředí). Z toho vyplývá, že pokud se změní okrajové podmínky, změní se i módy. Přirozené kmitání je důležitou vlastností, která hraje zásadní roli při navrhování jakékoli struktury včetně dentálních implantátů. Volný i fixovaný implantát kmitá nejvýrazněji v základních módech, kterými jsou ohyb, kroucení a protahování.

Znalost kmitání soustavy nám umožňuje získat představu o jejím chování při dynamickém zatížení a využívá se k tomu zejména měření jejich rezonančních frekvencí. K vysvětlení vlivu délky a průměru implantátu na rezonanční frekvenci byla použita teorie vycházející z analytického přístupu kmitání těles, která je popsána soustavou kmitajícího závaží o hmotnosti  $m$  na pružině o tuhosti  $k$  s využitím znalostí vlastních frekvencí a módů.

Vzorec pro výpočet rezonanční frekvence získaný z pohybové rovnice je:

$$\Omega = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

Z rovnice je tedy zřejmé, že rezonanční frekvence závisí na dvou parametrech  $m$  a  $k$ , přičemž délka implantátu je obsažena v obou parametrech, čili délka mění nejen hmotnost, ale i tuhost soustavy. Podobně i průměr implantátu má vliv na výsledné hodnoty rezonanční frekvence  $\Omega$ , protože se zvětšujícím se průměrem se zvyšuje hmotnost a mění se tuhost soustavy. Obecně z rovnice vyplývá, že se vzrůstající tuhostí soustavy (při konstantní hmotnosti) se zvyšuje naměřená rezonanční frekvence. Dále platí, že se vzrůstající hmotností (tuhost je konstantní) naměřená rezonanční frekvence klesá. Vlastní frekvence a módy soustavy kost - implantát - SmartPeg tedy závisí na geometrických vlastnostech implantátu, tj. především na jeho délce a průměru.

Proces přípravy úlohy:

**X)** definování geometrie a materiálového modelu

**Y)** definování vazeb a zatížení (okrajové podmínky)



## Z) definování typu úlohy

### X) definování geometrie a materiálového modelu

Virtuální model kosti, implantátu a SmartPegu byl diskretizován lineárními prvky typu Tet4 (čtyřstěn). Kostní blok byl rozdělen na kortikální kost s tloušťkou 2 mm a spongiózní kost s tloušťkou 25 mm, implantace byla simulována jako unikortikální. Použitý SmartPeg odpovídal typu dodávanému výrobcem přístroje Osstell® Mentor (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden). Výpočtový model vytvořený v programu Comsol 4.3a měl tvar válce a byl zafixován ve spodní části proti pohybu.

Změny vlastní frekvence a módy soustavy kost - implantát - SmartPeg byly zjišťovány na implantátech Lasak Impladent® o délkách 12, 14 a 16 mm a průměrech 3,7/ 4,4 /5,1/ 5,6 mm, přičemž každý výpočet obsahoval jednu hlavní frekvenci, na které kmitá SmartPeg sonda. K popisu materiálového modelu implantátů Lasak Impladent® byla použita slitina Ti-6Al-4V, k popisu materiálového modelu kosti a SmartPegu bylo použito izotropního modelu definovaného Youngovým modulem pružnosti (E), Poissonovým číslem ( $\mu$ ) a hustotou. Hodnoty modulu pružnosti a hustoty pro kostní tkáň byly vzaty jako funkce podélné souřadnice kostního bloku.

### Y) definování vazeb a zatížení (okrajové podmínky)

K analýze byly použity vypočtené vlastní frekvence a módy implantátu Lasak Impladent® pro každou délku (12, 14 a 16 mm) a průměr (3,7/ 4,4/ 5,1/ 5,6 mm). Vlastní frekvence a módy byly zjištěny ze dvou základních simulací:

a) v první simulaci byl každý implantát zcela volný v prostoru, čili bez vlivu okrajových podmínek okolí. Z pohledu modální analýzy to znamená, že módy použité k výpočtům přísluší kmitání implantátu jako dokonale tuhého celku.

b) v druhé simulaci byl implantát zafixován v apikální části.

## Z) definování typu úlohy

Model byl simulován jako prostorová osově symetrická úloha. Závislost rezonančních frekvencí byla zkoumána pomocí matematického modelování metodou konečných prvků v programu MSC Marc. (MSC Software s.r.o., ČR).

### **5.3 Materiál a metodika k bodu 4.3 Na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé.**

Od února 2010 do března 2014 bylo na Oddělení ústní, čelistní a obličejové chirurgie Krajské nemocnice Liberec, a.s. u 540 pacientů zavedeno celkem 540 zubních implantátů firmy Lasak, s.r.o. (Česká republika). K výkonu byli objednáni pacienti až poté, co prošli hygienickou instruktáží u dentální hygienistky pracující na našem oddělení nebo u registrujícího praktického zubního lékaře. Pacienti s vícečetnými implantacemi nebyli do souboru zahrnuti.

Před operačním zákrokem každý pacient nechal v ústech rozpustit jednu tabletu Septofortu 2 mg (účinná látka Chlorhexidini digluconas) a půl hodiny před operačním zákrokem zapil 1 tbl. Dalacinu 300 mg pro zajištění operace v chráněném koagulu. Žádný z pacientů nebyl alergický na podávané antibiotikum a nebylo tudíž nutno volit léčivo s jinou účinnou látkou.

Výkony byly prováděny v lokální anestezii Supracain 4% (účinná látka Articaini hydrochloridum 80 mg a Epinephrini hydrochloridum 0,012 mg ve 2 ml roztoku) nebo Ubistesin forte (účinnou látkou je Articaini hydrochloridum 40 mg a Epinephrini hydrochloridum 0,012 mg v 1,7 ml roztoku). Implantáty byly zaváděny pomocí ráčny do niveau okolní kosti podle klinického manuálu doporučeného výrobcem a utahovací moment všech implantátů byl mezi 45 až 60 Ncm.

U pacientů byly zjišťovány následující proměnné: pohlaví, věk, lokalita implantace a kvalita kosti v místě zaváděného implantátu, která byla kategorizována podle klasifikace Lekholma a Zarba jako typ D1, D2, D3 a D4. Protože v celém souboru pacientů byl pouze jeden s kvalitou kosti D1 a jeden s kvalitou kosti D4, byli tito dva pacienti vyloučeni ze souboru hned na začátku všech analýz primární stability zubních implantátů, do klinické studie tak bylo zařazeno 538 pacientů.

Doba zavedení implantátu byla hodnocena jako okamžitá (implantát zaveden bezprostředně po extrakci zubu), okamžitá odložená (implantát byl zaveden do 5 týdnů po extrakci zubu) a odložená (v době zavedení implantátu od extrakce uplynulo více než 5 týdnů).

U zavedených implantátů byla hodnocena jejich délka a průměr. Použity byly implantáty o průměrech 3,7 mm, 4,4 mm, 5,1 mm a 5,6 mm a délkách 12 mm, 14 mm a 16 mm.

Primární stabilita zubních implantátů byla měřena pomocí SmartPegu přístrojem Osstell® Mentor firmy Integration Diagnostics AB, (Göteborg, Sweden).

Měření bylo prováděno bezprostředně po zavedení implantátu ve dvou na sebe kolmých směrech (vestibuloorálně a meziodistálně) a sonda byla vždy přiložena kolmo na dlouhou osu SmartPegu. Pro každého pacienta byl použit nový SmartPeg a výsledná hodnota ISQ byl aritmetický průměr obou měření.

Data byla zpracována statistickými testy (Studentův t-test, analýza rozptylu jednoduchého třídění, Tukey-Kramerův post hoc test a Kruskal-Wallisův test) v softwaru SPSS verze 18 zohledňující jednotlivé proměnné a jejich vzájemné kombinace. Hranice statistické významnosti byla stanovena na 0,05.

Pro detailnější přehled o naměřených ISQ hodnotách byly vytvořeny box-ploty (krabicové diagramy). Grafická vizualizace numerických dat pomocí kvartilů a tzv. vousů, vyjadřujících variabilitu dat pod prvním a nad třetím kvantilem, byla doplněna i o případná odlehlá pozorování (outliery). Pokud se odlehlá pozorování v box-plotu vyskytla, byl přidán dodatečný boxplot vytvořený z hodnot ISQ po vyloučení odlehlých pozorování.

## 6 VÝSLEDKY

V podkapitolách jsou uvedeny výsledky k jednotlivým cílům práce.

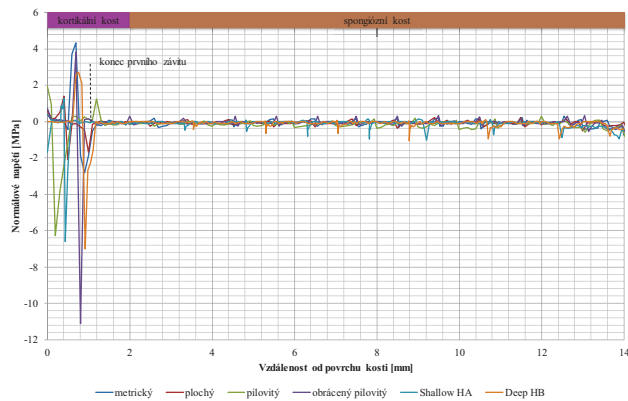
### 6.1 Výsledky k bodu 4.1 S využitím matematického modelování analyzovat vliv designu nejčastěji používaných zevních závitů na stabilitu implantátů zjištěním rozložení napětí na rozhraní implantát - kost a v přilehlé periimplantátové kosti a mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost (mechanické kompatibility) u těchto typů závitů.

Na základě výpočtu vlivu různých tvarů závitů na rozložení napětí v místě rozhraní implantát - kost metodou konečných prvků byly získány hodnoty tahového, tlakového a smykového napětí pro každou geometrii závitů a následně seřazeny podle velikosti maximálního napětí, které přenášely do kosti při zatížení v dlouhé ose (tab. 1).

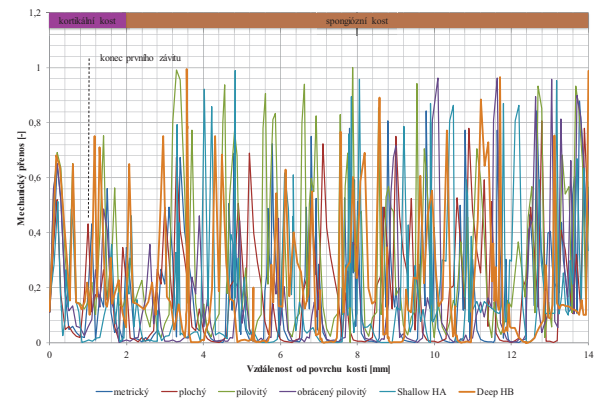
Typ geometrie	Tahové napětí [MPa]		Tlakové napětí [MPa]		Smykové napětí [MPa]
metrický	4,32	pilovitý obrácený	-11,11	pilovitý obrácený	1,2
pilovitý obrácený	3,8	ISO Shallow HA	-6,59	ISO Deep HB	1,15
ISO Deep HB	2,8	ISO Deep HB	-7,01	metrický	1,089
pilovitý	1,34	pilovitý	-6,25	pilovitý	1,034
plochý	1,27	metrický	-2,40	ISO Shallow HA	0,95
ISO Shallow HA	1,19	plochý	-2,00	plochý	0,76

**Tab. 1.** Napětí na rozhraní implantát - kost pro jednotlivé typy závitů

Na grafu 1 je znázorněn průběh vypočteného normálového napětí kosti na jejím rozhraní s implantátem a každému typu závitů je přiřazena barevně korespondující křivka. Na grafu 2 jsou znázorněny průběhy mechanických přenosů na rozhraní implantát - kost pro jednotlivé tvary závitů.



**Graf 1.** Normálové napětí na rozhraní implantát - kost pro jednotlivé typy závitů

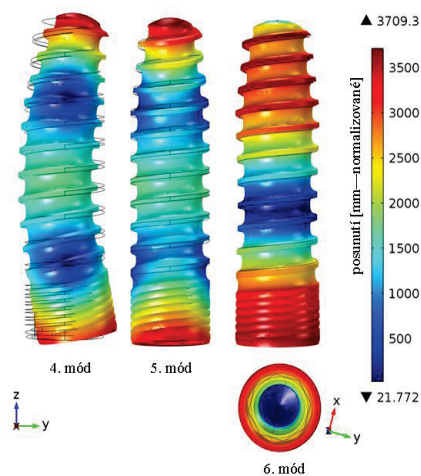


**Graf 2.** Mechanický přenos na rozhraní implantát - kost pro jednotlivé typy závitů

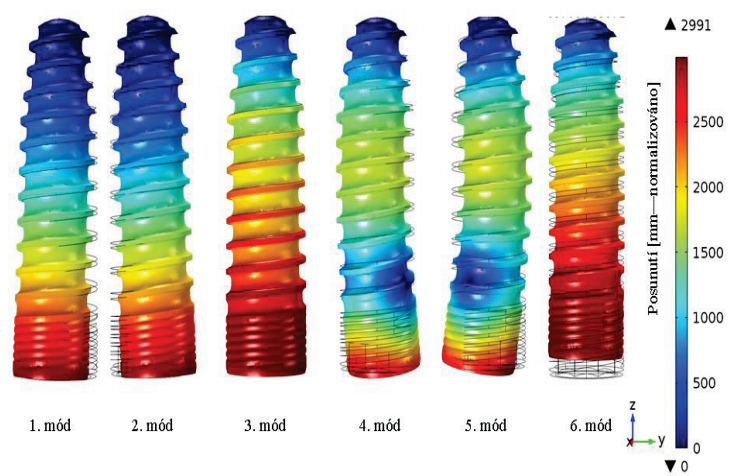
## 6.2 Výsledky k bodu 4.2 S využitím matematického modelování analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho stabilitu.

Výsledkem série modálních analýz jsou vlastní rezonanční frekvence a jim odpovídající módy implantátu a soustavy kost - implantát - SmartPeg.

Vlastní módy volně položených implantátů jsou spočítatelné až od čtvrtého módu, protože první tři módy implantát kmitá jako celek, nijak se neohýbá ani jinak nedeformuje. Oproti volnému se fixovaný implantát ohýbá ve dvou rovinách, zatímco podél dlouhé osy se krotí a protahuje (obr. 1 a 2). S ohledem na jejich opakování jsou uvedeny jen typické měřitelné vlastní módy.

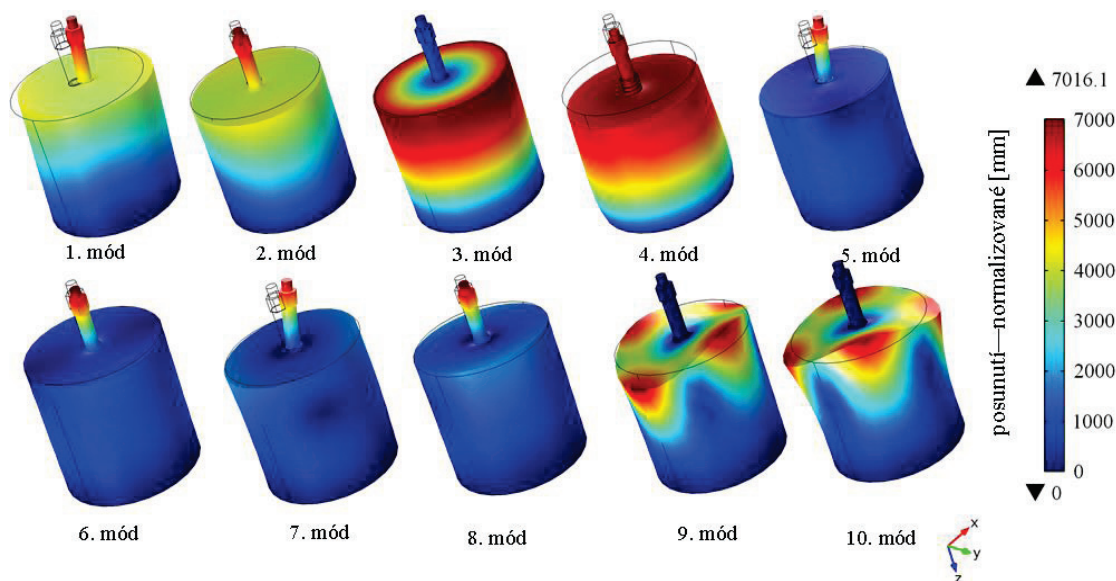


**Obr. 1.** Vlastní módy volně kmitajícího implantátu Lasak Impladent® (ukázka zjištěných módů pro průměr implantátu 3,7 mm a délku 14 mm)



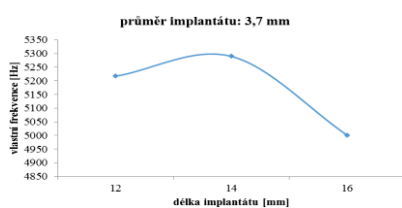
**Obr. 2.** Vlastní módy fixovaného implantátu Lasak Impladent® (ukázka zjištěných módů pro průměr implantátu 3,7 mm a délku 14 mm)

Vlastní módy a rezonanční frekvence soustavy kost - implantát - SmartPeg jsou zachyceny na obrázku 3.

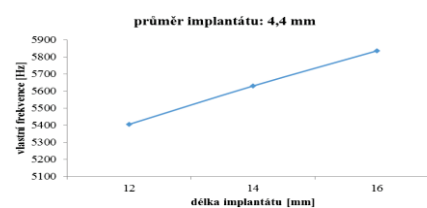


**Obr. 3.** Vlastní módy a rezonanční frekvence soustavy kost - implantát - SmartPeg (ukázka zjištěných módů pro průměr implantátu 3,7 mm a délku 14 mm při fixaci ve spodní části soustavy)

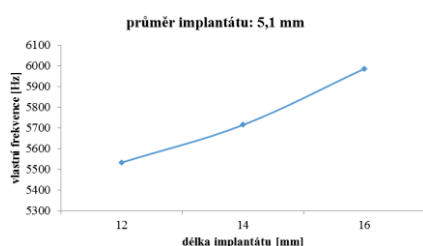
Využitím zjištěných vlastních módů a rezonančních frekvencí jsme pomocí MKP vypočítali vlivy změny délky a průměru implantátu na výsledné rezonanční frekvence. Výsledky závislosti vlastní rezonanční frekvence na jednotlivých délkách implantátů, přičemž průměry jsou konstantní, zobrazují grafy 3, 4, 5 a 6.



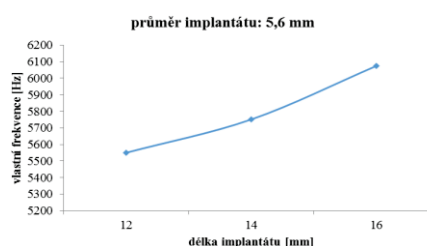
**Graf 3.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 3,7 mm



**Graf 4.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 4,4 mm

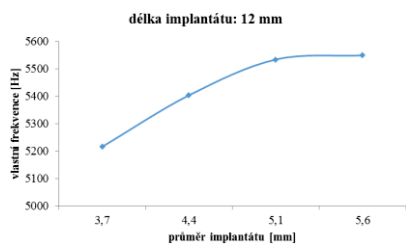


**Graf 5.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 5,1 mm

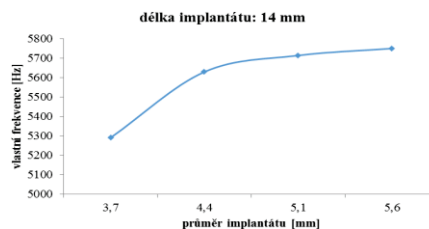


**Graf 6.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 5,6 mm

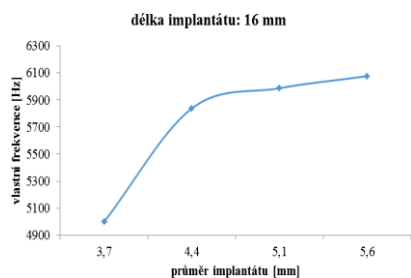
Výsledky závislosti vlastní rezonanční frekvence na jednotlivých průměrech implantátů, přičemž délky jsou konstantní, zobrazují grafy 7, 8 a 9.



**Graf 7.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnícím se průměru implantátu o konstantní délce 12 mm



**Graf 8.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnícím se průměru implantátu o konstantní délce 14 mm



**Graf 9.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnícím se průměru implantátu o konstantní délce 16 mm

### 6.3 Výsledky k bodu 4.3 Na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé.

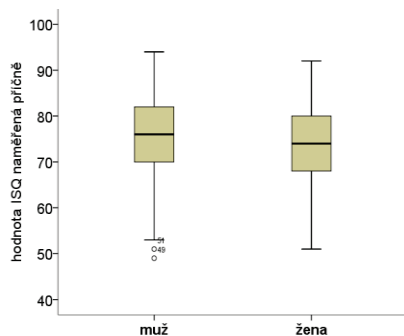
#### 6.3.1 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou POHLAVÍ

pohlaví	počet	procento
muž	249	46%
žena	289	54%
celkem	538	100%

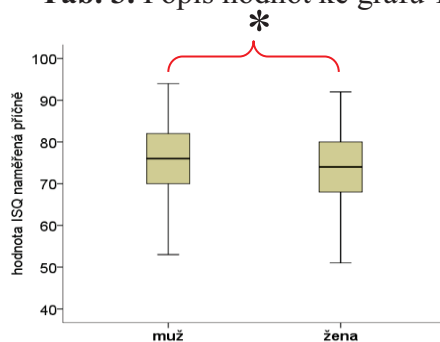
**Tab. 2.** Rozložení mužů a žen v souboru

ISQ	muž	žena
počet	247	289
průměr	75,6	73,7
směrodatná odchylka	8,4	8,5
medián	76	74
kvartil Q1	70	68
kvartil Q3	82	80
minimum	53	51
maximum	94	92
odlehle hodnoty	-	-

**Tab. 3.** Popis hodnot ke grafu 10b



**Graf 10a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 10b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

### 6.3.2 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou VĚK a kombinaci proměnných VĚK a POHLAVÍ

věk (roky)	počet = 538
průměr	48,7
směrodatná odchylka	14,3
median	49
modus	40
minimum	17
maximum	84

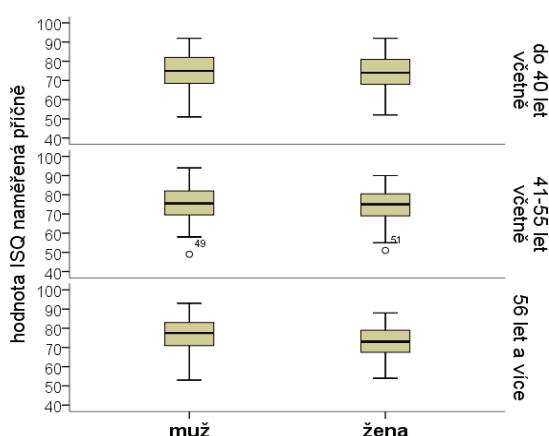
**Tab. 4.** Struktura pacientů souboru s ohledem na věk

pohlaví vs. věkové skupiny	počet		procento	
	pohlaví			
věkové skupiny	muž	žena	muž	žena
do 40 let včetně	83	89	33%	30%
41-55 let včetně	84	100	34%	35%
56 let a více	82	100	33%	35%
celkem	249	289	100%	100%

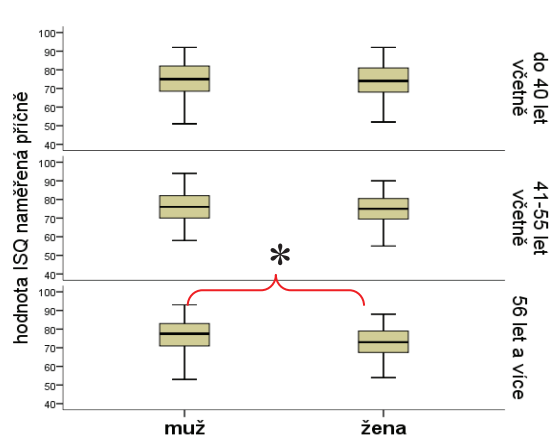
**Tab. 5.** Zastoupení mužů a žen v souboru pacientů podle věkových skupin

věkové skupiny	do 40 let včetně		41-55 let včetně		56 let a více	
	muž	žena	muž	žena	muž	žena
počet	83	89	84	100	82	100
průměr	33,0	31,6	49,0	48,0	65,4	63,6
směrodatná odchylka	5,6	7,2	4,2	4,2	7,5	6,0
median	35	33	50	48	64	63
modus	36	40	44	46	64	56
minimum	18	17	41	41	56	56
maximum	40	40	55	55	84	83

**Tab. 6.** Popisná statistika naměřených hodnot koeficientu ISQ v jednotlivých věkových skupinách podle pohlaví pacientů



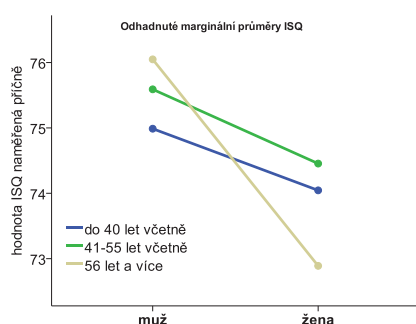
**Graf 11a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 11b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky významný rozdíl na 5% hladině významnosti)

	do 40 let včetně		41-55 let včetně		56 let a více	
ISQ	muž	žena	muž	žena	muž	žena
počet	83	89	83	99	82	100
průměr	75,0	74,0	75,6	74,5	76,0	72,9
směodatná odchylka	9,0	9,8	8,1	7,6	8,5	7,8
medián	75	74	76	75	78	73
kvartil Q1	68	68	70	69	71	67
kvartil Q3	82	81	82	81	83	79
minimum	51	52	58	55	53	54
maximum	92	92	94	90	93	88
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-

**Tab. 7.** Popis hodnot ke grafu 11b



**Graf 12.** Vliv pohlaví na změny průměrných hodnot ISQ v závislosti na věkové kategorii

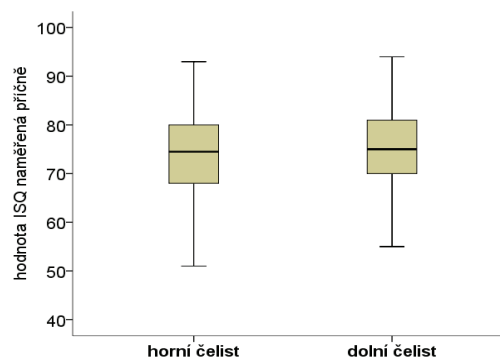
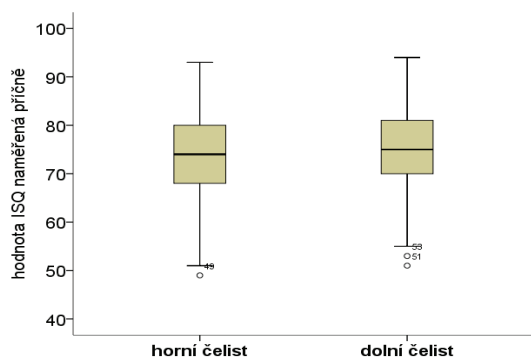
### 6.3.3 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou ČELIST

čelist	počet	procento
horní	275	51%
dolní	263	49%
celkem	538	100%

kvadrant	počet	procento
1.	140	26%
2.	135	25%
3.	121	23%
4.	142	26%
celkem	538	100%

**Tab. 8.** Počet zavedených implantátů v horní a dolní čelisti

**Tab. 9.** Přehled počtu zavedených implantátů podle kvadrantu



**Graf 13a.** Box-plot s odlehlými hodnotami ISQ

**Graf 13b.** Box-plot bez odlehlých hodnot ISQ

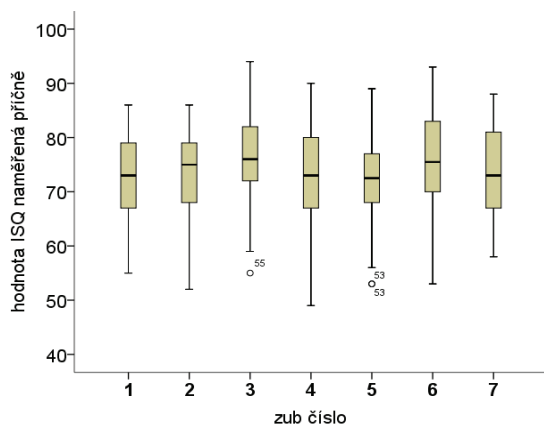
ISQ	horní čelist	dolní čelist
počet	274	261
průměr	74,0	75,3
směrodatná odchylka	8,6	8,3
medián	75	75
kvartil Q1	68	70
kvartil Q3	80	81
minimum	51	55
maximum	93	94
odlehle hodnoty	-	-

**Tab. 10.** Popis hodnot ke grafu 13b

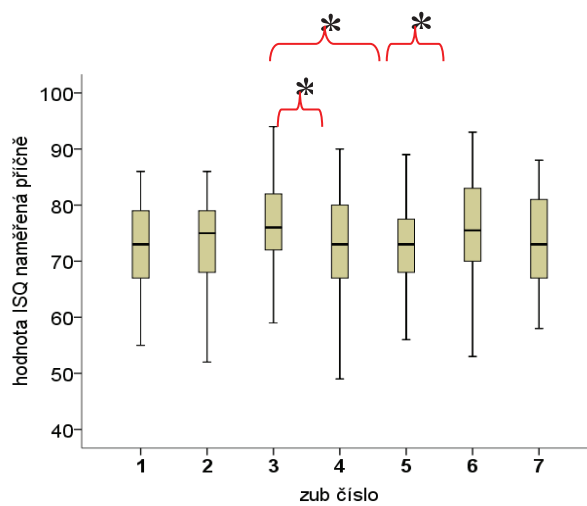
### 6.3.4 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou ČÍSLO ZUBU

číslo zubu	počet	procento
1	53	10%
2	26	5%
3	98	18%
4	70	13%
5	90	17%
6	180	33%
7	21	4%
celkem	538	100%

**Tab. 11.** Celkový přehled zavedených implantátů podle nahrazovaného zubu bez rozdílu čelisti



**Graf 14a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 14b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)



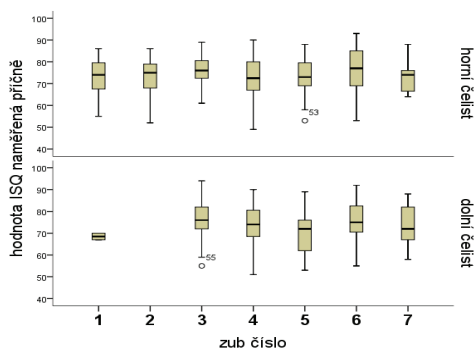
ISQ	zub 1	zub 2	zub 3	zub 4	zub 5	zub 6	zub 7
počet	53	26	97	70	88	180	21
průměr	73,0	72,8	76,7	72,8	72,7	76,1	73,3
směrodatná odchylka	7,9	8,9	7,0	9,1	8,0	8,9	8,6
medián	73	75	76	73	73	76	73
kvartil Q1	67	68	72	67	68	70	67
kvartil Q3	80	79	82	80	78	83	82
minimum	55	52	59	49	56	53	58
maximum	86	86	94	90	89	93	88
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 12.** Popis hodnot ke grafu 14b

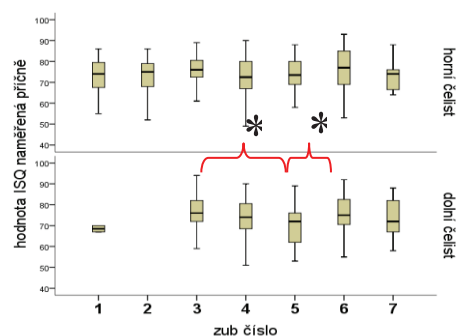
### 6.3.5 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných ČÍSLO ZUBU a ČELIST

čelist vs. číslo zuby	počet		procento	
	čelist			
číslo zuby	horní	dolní	horní	dolní
1	51	2	9,5%	0,4%
2	26	0	4,8%	0,0%
3	20	78	3,7%	14,5%
4	46	24	8,6%	4,5%
5	55	35	10,2%	6,5%
6	69	111	12,8%	20,6%
7	8	13	1,5%	2,4%
celkem		538		100,0%

**Tab. 13.** Počet zavedených implantátů na místech zubů 1-7 v horní a dolní čelisti



**Graf 15a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 15b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

ISQ	horní čelist						
	zub 1	zub 2	zub 3	zub 4	zub 5	zub 6	zub 7
počet	51	26	20	46	54	69	8
průměr	73,1	72,8	75,9	72,2	74,1	75,9	73,1
směrodatná odchylka	8,0	8,9	7,4	9,3	7,5	9,7	7,7
medián	74	75	76	73	74	77	74
kvartil Q1	67	68	72	67	69	69	66
kvartil Q3	80	79	81	80	80	85	77
minimum	55	52	61	49	58	53	64
maximum	86	86	89	90	88	93	88
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 14.** Popis hodnot ke grafu 15b pro horní čelist

ISQ	dolní čelist						
	zub 1	zub 2	zub 3	zub 4	zub 5	zub 6	zub 7
počet	2	-	77	24	35	111	13
průměr	68,5	-	76,9	74,0	70,1	76,2	73,4
směrodatná odchylka	2,1	-	7,0	8,8	8,7	8,5	9,4
medián	69	-	76	74	72	75	72
kvartil Q1	67	-	72	68	62	70	66
kvartil Q3	.	-	83	81	76	83	82
minimum	67	-	59	51	53	55	58
maximum	70	-	94	90	89	92	88
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 15.** Popis hodnot ke grafu 15b pro dolní čelist

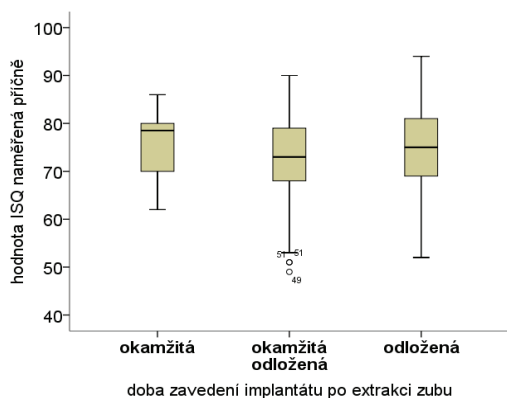
### 6.3.6 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou DOBA ZAVEDENÍ IMPLANTÁTU PO EXTRAKCI ZUBU

doba zavedení implantátu po extrakci zubu	počet	procento
okamžitá	12	2%
okamžitá odložená	113	21%
odložená	413	77%
celkem	538	100%

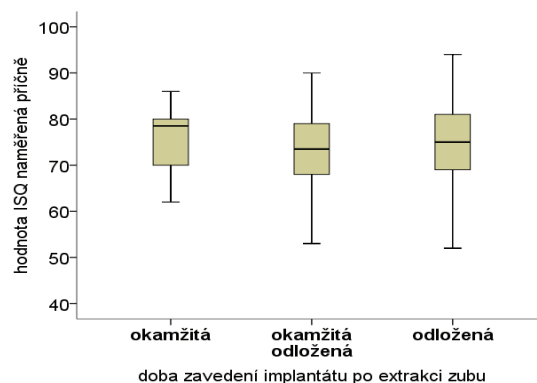
**Tab. 16.** Počty implantátů podle doby zavedení

ISQ	okamžitá	okamžitá odložená	odložená
počet	12	110	412
průměr	76,1	73,4	74,9
směrodatná odchylka	6,8	8,1	8,6
medián	79	74	75
kvartil Q1	70	68	69
kvartil Q3	80	79	81
minimum	62	53	52
maximum	86	90	94
odlehle hodnoty	-	-	-

**Tab. 17.** Popis hodnot ke grafu 16b



**Graf 16a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 16b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot

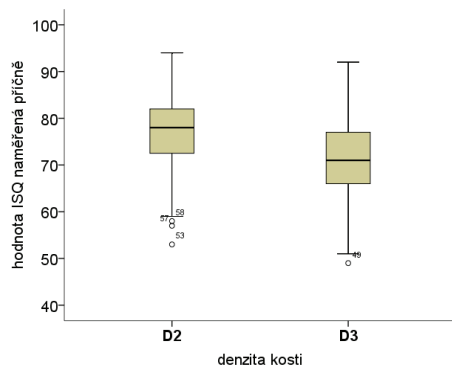
### 6.3.7 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou KVALITA KOSTI

kvalita kosti	počet	procento
D2	296	55%
D3	242	45%
celkem	538	100%

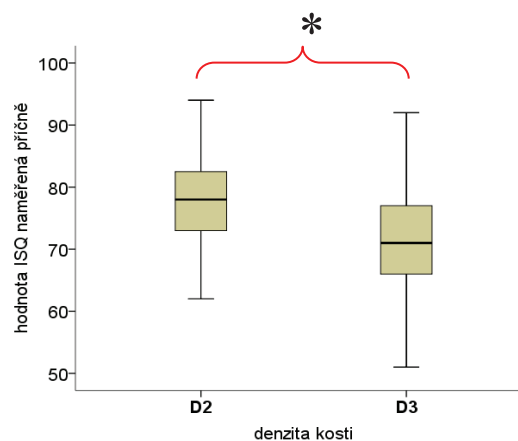
**Tab. 18.** Procentuální rozdělení zavedených implantátů podle kvality kosti

ISQ	D2	D3
počet	292	241
průměr	77,8	70,9
směrodatná odchylka	6,7	8,8
medián	78	71
kvartil Q1	73	66
kvartil Q3	83	77
minimum	62	51
maximum	94	92
odlehle hodnoty	-	-

**Tab. 19.** Popis hodnot ke grafu 17b



**Graf 17a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 17b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

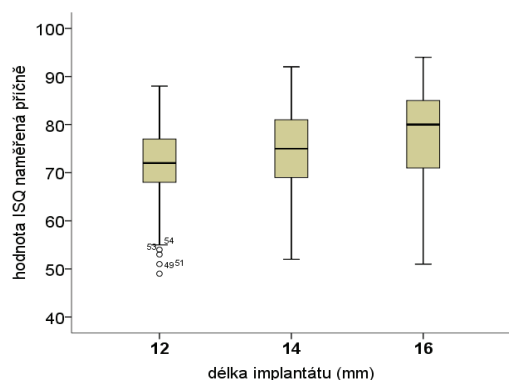
### 6.3.8 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou DÉLKA IMPLANTÁTU

délka implantátu	počet	procento
12 mm	186	35%
14 mm	215	40%
16 mm	137	25%
celkem	538	100%

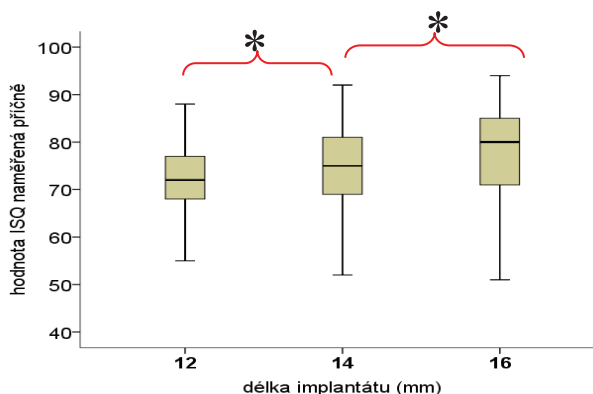
**Tab. 20.** Počet zavedených implantátů podle jejich délky

ISQ	12 mm	14 mm	16 mm
počet	182	215	137
průměr	72,1	74,9	77,7
směrodatná odchylka	7,2	8,5	8,7
medián	72	75	80
kvartil Q1	68	69	71
kvartil Q3	77	81	85
minimum	55	52	51
maximum	88	92	94
odlehle hodnoty	-	-	-

**Tab. 21.** Popis hodnot ke grafu 18b



**Graf 18a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 18b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

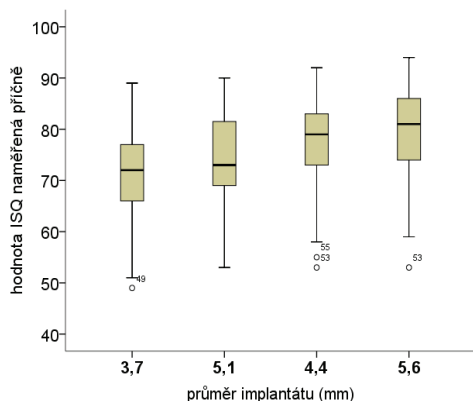
### 6.3.9 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou PRŮMĚR IMPLANTÁTU

průměr implantátu	počet	procento
3,7 mm	232	43%
5,1 mm	107	20%
4,4 mm	125	23%
5,6 mm	74	14%
celkem	538	100%

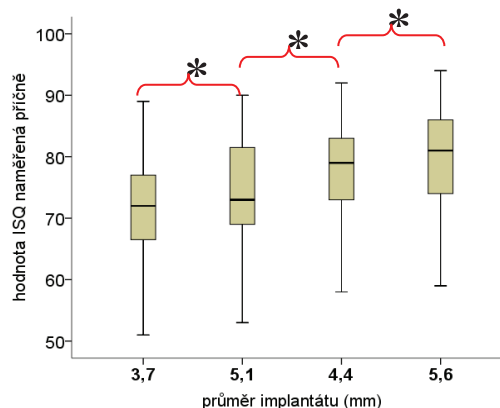
**Tab. 22.** Počty zavedených implantátů průměrů 3,7 mm 4,4 mm, 5,1 mm a 5,6 mm

ISQ	3,7 mm	5,1 mm	4,4 mm	5,6 mm
počet	231	107	123	73
průměr	71,2	74,8	77,9	80,0
směrodatná odchylka	7,8	8,0	6,8	8,6
medián	72	73	79	81
kvartil Q1	66	69	73	74
kvartil Q3	77	82	83	86
minimum	51	53	58	59
maximum	89	90	92	94
odlehlé hodnoty	-	-	-	-

**Tab. 23.** Popis hodnot ke grafu 19b



**Graf 19a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ

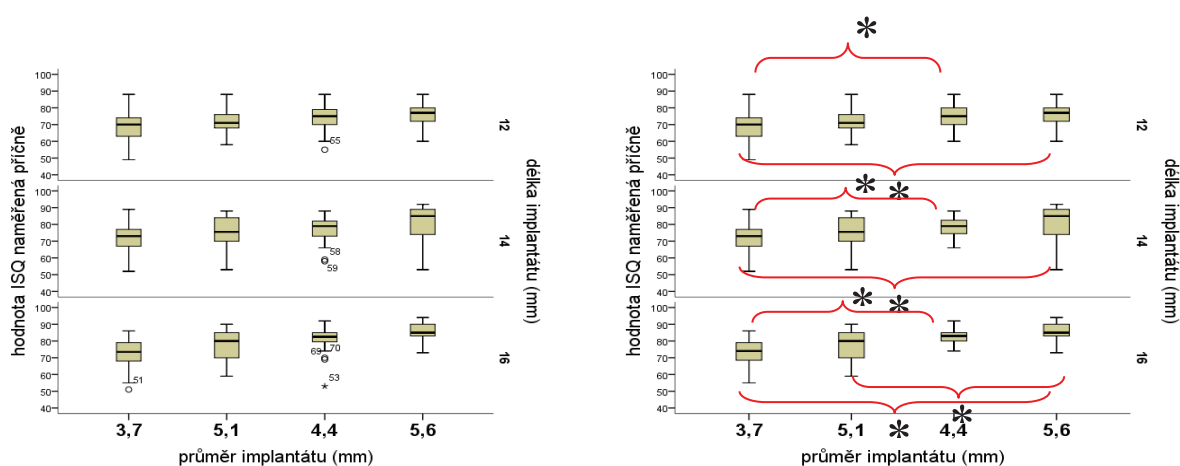


**Graf 19b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

### 6.3.10 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných DÉLKA a PRŮMĚR IMPLANTÁTU

průměr vs. délka	počet			procento		
	délka implantátu					
průměr implantátu	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm
3,4 mm	74	98	60	39%	45%	44%
5,1 mm	44	42	21	24%	20%	15%
4,4 mm	39	50	36	21%	23%	26%
5,6 mm	29	25	20	16%	12%	15%
celkem	186	215	137	100%	100%	100%

**Tab. 24.** Početní a procentuální zastoupení implantátů průměrů 3,7 mm 4,4 mm, 5,1 mm a 5,6 mm a délek 12 mm, 14 mm a 16 mm



**Graf 20a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ

**Graf 20b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

ISQ	12 mm délka vs. průměr implantátu v mm				14 mm délka vs. průměr implantátu v mm				16 mm délka vs. průměr implantátu v mm			
	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6
počet	74	44	38	29	98	42	48	25	59	21	33	20
průměr	68,8	72,0	74,7	75,2	71,8	76,1	78,2	80,0	73,4	77,7	82,8	85,6
směrodatná odchylka	8,2	6,2	6,4	6,8	7,5	8,4	5,9	11,0	7,2	9,0	4,0	5,5
medián	70	71	75	77	73	76	79	85	74	80	83	85
kvartil Q1	63	68	70	71	67	70	74	74	68	70	80	83
kvartil Q3	74	76	80	80	77	84	83	90	79	85	86	90
minimum	49	58	60	60	52	53	66	53	55	59	74	73
maximum	88	88	88	88	89	88	88	92	86	90	92	94
odlehlé hodnoty	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 25.** Popis hodnot ke grafu 20b

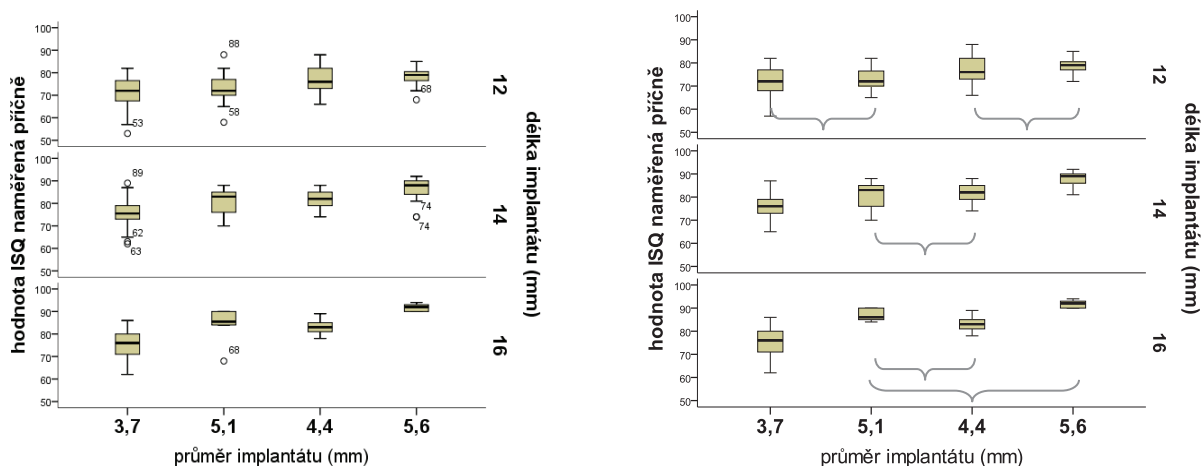
průměr implantátu mm	12 mm délka vs. průměr implantátu v mm				14 mm délka vs. průměr implantátu v mm				16 mm délka vs. průměr implantátu v mm			
	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6
3,7	-	0,058	0,000	0,000	-	0,009	0,000	0,000	-	0,044	0,000	0,000
5,1	0,058	-	0,048	0,028	0,009	-	0,352	0,037	0,044	-	0,089	0,005
4,4	0,000	0,048	-	0,577	0,000	0,352	-	0,080	0,000	0,089	-	0,027
5,6	0,000	0,028	0,577	-	0,000	0,037	0,080	-	0,000	0,005	0,027	-

**Tab. 26.** Výsledky testování hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry a délkami implantátů

### 6.3.11 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných DÉLKA IMPLANTÁTU, PRŮMĚR IMPLANTÁTU a KVALITA KOSTI D2

průměr vs. délka	počet			procento z D2			procento z D2, D3		
	délka implantátu								
průměr implantátu	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm
3,4 mm	35	54	41	32%	48%	55%	19%	25%	30%
5,1 mm	30	21	6	27%	19%	8%	16%	10%	4%
4,4 mm	29	22	22	26%	20%	30%	16%	10%	16%
5,6 mm	16	15	5	15%	13%	7%	9%	7%	4%
celkem	110	112	74	100%	100%	100%	59%	52%	54%

**Tab. 27.** Počty zubních implantátů s ohledem na jejich délku, průměr a kvalitu kosti D2



**Graf 21a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ

**Graf 21b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (spojnicí jsou vyznačeny dvojice průměrů, u kterých nejsou hodnoty ISQ statisticky signifikantní)

ISQ	12 mm délka vs. průměr implantátu v mm				14 mm délka vs. průměr implantátu v mm				16 mm délka vs. průměr implantátu v mm			
	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6
počet	34	28	29	15	51	21	22	13	41	5	22	5
průměr	71,6	73,1	76,9	78,9	76,0	81,4	81,7	88,0	75,6	87,0	83,3	91,8
směrodat. odchylka	6,5	4,5	5,4	3,4	4,3	5,7	3,7	3,4	6,2	2,8	3,0	1,8
medián	72	72	76	79	76	83	82	89	76	86	83	92
kvartil Q1	68	70	73	77	73	76	79	86	71	85	81	90
kvartil Q3	77	77	82	81	79	86	85	91	80	90	85	94
minimum	57	65	66	72	65	70	74	81	62	84	78	90
maximum	82	82	88	85	87	88	88	92	86	90	89	94
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 28.** Popis hodnot ke grafu 21b

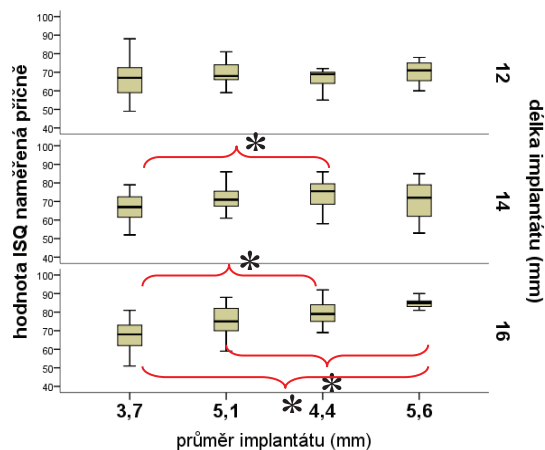
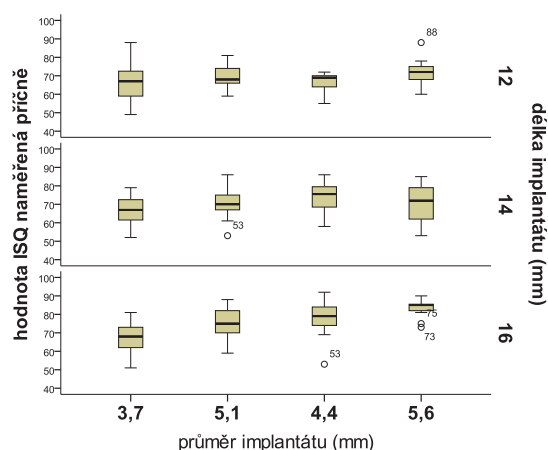
průměr implantátu mm	12 mm délka vs. průměr implantátu v mm				14 mm délka vs. průměr implantátu v mm				16 mm délka vs. průměr implantátu v mm			
	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6
3,7	-	0,423	0,002	0,000	-	0,000	0,000	0,000	-	0,001	0,000	0,000
5,1	0,423	-	0,006	0,000	0,000	-	0,732	0,001	0,001	-	0,026	0,024
4,4	0,002	0,006	-	0,165	0,000	0,732	-	0,000	0,000	0,026	-	0,001
5,6	0,000	0,000	0,165	-	0,000	0,001	0,000	-	0,000	0,024	0,001	-

**Tab. 29.** Výsledky testování hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry a délkami implantátů a kvalitou kosti D2.

### 6.3.12 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných DÉLKA IMPLANTÁTU, PRŮMĚR IMPLANTÁTU a KVALITA KOSTI D3

průměr vs. délka	počet			procento z D3			procento z D2, D3		
	délka implantátu								
průměr implantátu	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm
3,4 mm	39	44	19	51%	43%	30%	21%	20%	14%
5,1 mm	14	21	15	18%	20%	24%	8%	10%	11%
4,4 mm	10	28	14	13%	27%	22%	5%	13%	10%
5,6 mm	13	10	15	17%	10%	24%	7%	5%	11%
celkem	76	103	63	100%	100%	100%	41%	48%	46%

**Tab. 30.** Počty zubních implantátů s ohledem na jejich délku, průměr a kvalitu kosti D3



**Graf 22a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ

**Graf 22b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

ISQ	12 mm délka vs. průměr implantátu v mm				14 mm délka vs. průměr implantátu v mm				16 mm délka vs. průměr implantátu v mm			
	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6
počet	39	14	10	12	44	20	28	10	19	15	13	13
průměr	66,7	69,6	66,4	70,2	66,9	71,8	74,0	70,9	67,6	75,3	79,8	84,9
směrodatná odchylka	8,7	6,5	5,4	6,0	7,0	6,3	7,0	10,8	8,1	8,4	6,8	2,8
medián	67	68	69	71	67	71	76	72	68	75	79	85
kvartil Q1	59	66	63	64	61	67	68	61	61	70	75	83
kvartil Q3	73	75	70	75	73	76	80	81	75	83	85	86
minimum	49	59	55	60	52	61	58	53	51	59	69	81
maximum	88	81	72	78	79	86	86	85	81	88	92	90
odlehlé hodnoty	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 31.** Popis hodnot ke grafu 22b

průměr implantátu mm	12 mm délka vs. průměr implantátu v mm				14 mm délka vs. průměr implantátu v mm				16 mm délka vs. průměr implantátu v mm			
	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6	3,7	5,1	4,4	5,6
3,7	-	0,266	0,921	0,158	-	0,029	0,000	0,207	-	0,014	0,000	0,000
5,1	0,266	-	0,463	0,606	0,029	-	0,151	0,912	0,014	-	0,181	0,001
4,4	0,921	0,463	-	0,145	0,000	0,151	-	0,435	0,000	0,181	-	0,039
5,6	0,158	0,606	0,145	-	0,207	0,912	0,435	-	0,000	0,001	0,039	-

**Tab. 32.** Výsledky testování hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry a délkami implantátů a kvalitou kosti D3



## 7 DISKUSE

### 7.1 Diskuse k 4.1 S využitím matematického modelování analyzovat vliv designu nejčastěji používaných zevních závitů na stabilitu implantátů zjištěním rozložení napětí na rozhraní implantát - kost a v přilehlé periimplantátové kosti a mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost (mechanické kompatibility) u těchto typů závitů.

Hlavní snahou všech výrobců při navrhování makrodesignu zubních implantátů je především dosažení co nejpříznivějších hodnot rozložení napjatosti (tj. tlakového, tahového a smykového napětí) na rozhraní implantát - kost při současné vysoké mechanické kompatibilitě [15, 21]. Platí přitom, že tvar závitů implantátu ovlivňuje výsledné mechanické napětí v kosti i v implantátu a že během zatížení v dlouhé ose implantátu převažuje tahové a tlakové napětí nad napětím smykovým, které může být až o řád menší. Velikost a rozložení mechanického napětí tak hraje klíčovou roli v primární stabilitě implantátu [41] a různá kvalita okolní kosti, implantát s nevhodnou geometrií nebo přílišné zatížení mohou být etiologickým činitelem nepříznivého mechanického napětí, které často vede až k selhání implantátu.

Napětí v kosti a implantátu lze jen obtížně měřit *in vivo*. Z tohoto důvodu se využívá počítačová simulace pomocí MKP k ověření vlivu různých typů závitů na rozložení napjatosti, a tím i ovlivnění primární stability implantátu [44].

K definování materiálového modelu se používá zejména Youngův modul pružnosti, jenž je charakterizován jako funkce hustoty okolní kosti [5]. Van Staden a kol. [44] provedli literární rešerši rozsahu běžně používaných Youngových modulů pružnosti pro oba typy kosti. Zjistili, že rozsah naměřených hodnot Youngova modulu pružnosti pro spongiózní kost se nejčastěji pohybuje od 80 do 700 MPa (příčemž např. Papavasiliou a kol. [34] udávají až extrémní hodnoty 7930 MPa), pro kortikální kost je v odborné literatuře popisované rozmezí od 5570 až do 22800 MPa. Poměrně vysoké rozptyly hodnot Youngova modulu jsou podle Cowina [6] způsobené typem provedené zkoušky a kvalitou kostního materiálu a jeho preparátu.

V naší práci byly pro Youngův modul pružnosti použity průměrné hodnoty 11 700 MPa pro kortikální kost a 300 MPa pro spongiózní kost. Dále bylo využito modelu běžně používaného v biomechanice, který zohledňuje změnu modulu pružnosti jako funkci podélné osy implantátu [7, 35].

Jedním z problémů simulací pomocí MKP v dentální implantologii je však to, že vzhledem k nehomogenitě kosti je obtížné všechny její vlastnosti postihnout [16]. Ukazuje se, že při použití homogenního materiálového modelu kosti je potřeba počítat s možným nadhodnocením [4] nebo podhodnocením výsledného napětí [49], nicméně mezi izotropním a ortotropním nehomogenním materiálovým modelem není významný rozdíl ve výsledných hodnotách vzniklého napětí [42]. Ve výpočtech jsme výraznějšího zpřesnění docílili studiem nehomogenní struktury kosti mapováním její hustoty a geometrie z počítačové tomografie s následným aplikováním poznatků do výpočtového modelu. Získali jsme tím realističtější výsledky napětí a biomechanické kompatibility jednotlivých typů závitů.

Z našich výsledků plyne, že v kosti nejvýrazněji reaguje na změnu tvaru závitů tlakové napětí, přičemž nejmenší napětí vzniká v plochém a největší v obráceném pilovitém závitě. Z hlediska tahového napětí se jeví jako nejlepší pilovitý kortikální profil ISO Shallow HA, jako nejméně vhodný vychází metrický závit. K podobným závěrům dospěli i Eraslan a kol. [9] a Lan a kol. [22].

Zjištěné hodnoty smykového napětí na rozhraní implantát - kost u všech typů závitů byly v úzkém rozpětí od 0,76 MPa do 1,2 MPa, a tudíž z hlediska posouzení nejvhodnějšího typu závitů jsou zanedbatelné s ohledem na zbylé složky napjatosti. Obecně je však smykové napětí považováno za nejméně příznivou složku napětí a díky němu nejčastěji dochází k mechanickému poškození kosti [47].

Zjistili jsme, že všechna napětí (čili tlakové, tahové a smykové) dosahují nejvyšších hodnot v oblasti prvních závitů v kortikální kosti, což koresponduje s poznatkem i dalších autorů [9, 22].

Rozložení napětí podél dlouhé osy implantátu je podobné pro všechny zkoumané typy závitů s pochopitelným rozdílem napětí mezi kortikální a spongiózní kostí.

Oblast prvního závitů implantátu je tedy podle našich výpočtů nejkritičtější místo, v němž vlivem vyššího napětí může docházet k resorpci kosti a tím i k postupnému uvolnění implantátu. Z důvodů dosažení příznivějších podmínek v této oblasti řada výrobců opatřuje krček implantátu takzvaným mikrozávitem, který napomáhá lepšímu rozložení napětí [21, 41].

Jak velké napětí v kosti nakonec vznikne, závisí na mechanické kompatibilitě (čili na zajištění nejvhodnějšího mechanického přenosu zatížení), k jejímuž hodnocení byl pro každý typ závitů spočítán ukazatel přenosu napětí mezi kostí a implantátem [15]. Nejvhodnější implantát by měl mít stejnou tuhost jako okolní kost, a tudíž i napětí z obou stran rozhraní implantát - kost by měla být identická, protože pak zde nedochází k „stress shielding“ efektu. V ideálním případě je tento přenos roven jedné, ale u všech námi zkoumaných závitů jsou vypočtené hodnoty poměru napětí na kosti a implantátu vždy menší než jedna. Nejhorší výsledky jsou v oblasti prvního závitů v kortikální kosti, kde nejnižší biokompatibilitu vykazuje plochý a metrický závit, zatímco pilovitý a Deep HB se jeví jako nejlepší. V oblasti spongiózní kosti má nejlepší biokompatibilitu rovněž pilovitý závit a Deep HB.

Z provedených simulací tak plyne, že profil závitů sice hraje významnou roli v ovlivnění velikosti a rozložení napětí v okolní kosti a mechanické kompatibility, ale je rovněž zřejmé, že pro případ zatížení implantátu v dlouhé ose není možno stanovit jednoznačně nejvhodnější profil závitů, což koresponduje s literárními údaji [1,9]. Z naměřených hodnot jako relativně nejvhodnější vychází implantát s plochým profilem závitů, jeho výroba však je výrazně nákladnější než u ostatních typů závitů. Tuto nevýhodu nevyváží získaná redukce napětí, která není extrémně výraznější ve srovnání s ostatními typy.

## **7.2 Diskuse k 4.2 S využitím matematického modelování analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho stabilitu.**

Od konce devadesátých let minulého století klinický výzkum vlivu jednotlivých parametrů makrodesignu na výslednou stabilitu implantátů využívá principu rezonanční frekvenční analýzy, přičemž z analytického modelu vyplývá, že vlastní frekvence jsou závislé na tuhosti systému a hmotnosti tělesa. Lze tudíž předpokládat, že s prodlužující se délkou implantátu poroste rezonanční frekvence, protože parametr délky je obsažen jak v tuhosti, tak i v hmotnosti.

Meredith et al. [29, 30] a Sennerby et al. [39] ve svých výzkumech dospěli k závěru, že rezonanční frekvence je vysoce efektivní kvalitativní metoda, a navrhli její použití k posouzení stability implantátů. Následné studie [8, 50] pak potvrdily efektivitu RFA v praxi. Naproti tomu teoretický přístup k řešení vlivu délky a průměru implantátu na jeho stabilitu jako nejvhodnější prostředek využívá MKP [16]. Narozdíl od analytických řešení totiž tato numerická metoda reálně postihuje jak geometrii implantátu, tak i kosti. Její nevýhodou je to, že se jedná o teoretický přístup a ověření výsledných hodnot vlastních frekvencí získaných pomocí MKP je možné pouze experimentálně.

Pomocí MKP bylo v naší práci zjištěno, že vlastní tvary (módy) samotného implantátu jsou nejprve ohybové, následuje tvar torzní a nakonec tvar tahový. Ostatní tvary jsou složité, a tudíž obtížně měřitelné. Obdobné zjištění platí i pro systém kost - implantát - SmartPeg. Informace o vlastních tvarech je velmi důležitá, neboť přístroj Osstell® je schopen měřit pouze ohybové tvary kmitů, a to pouze u první vlastní frekvence [39]. Zix a kol. [50] ve své studii prokázali, že přístroj Osstell® v některých případech nezaznamenává první vlastní frekvenci, ale zachycuje až frekvence vyšší, a to v případě, že se první frekvence nenachází v jeho měřitelném pásmu. S tímto problémem jsme se nesetkali, protože v našem modelu se korespondující rezonanční frekvence pro volný i fixovaný implantát nacházely v rozsahu měřených frekvencí zařízením Osstell® Mentor.

Ohledně vlivu délky implantátu na jeho primární stabilitu panuje v odborné literatuře výrazná názorová roztržičnost. Od skupiny autorů prokazujících jednoznačně horší výsledky u krátkých

implantátů [19, 46], přes autory nalézající u krátkých implantátů vyšší procento primárního selhání [24], až po autory neshledávající jednoznačný rozdíl mezi krátkými a dlouhými implantáty [25, 31]. Je tedy zřejmé, že kromě délky implantátu se na jeho oseintegraci výrazně podílí i další faktory, jako např. průměr implantátu.

Z našich výsledků plyne, že pokud při stacionárním průměru měníme délku implantátu, pak u všech průměrů s prodlužující se délkou stoupá naměřená rezonanční frekvence prakticky lineárně. Výjimkou je průměr 3,7 s délkou 16 mm, kde dochází k poklesu vypočtené rezonanční frekvence o více jak 50 % oproti počáteční délce 12 mm. Je tedy zřejmé, že u tohoto průměru se délka 16 mm výrazněji podepisuje na hmotnosti než na tuhosti implantátu.

Obecně se tedy délka implantátu (až na výše zmíněný průměr 3,7 mm a délku 16 mm) větší měrou podílí na zvýšení tuhosti systému než na zvýšení jeho hmotnosti, a proto s délkou implantátu (při stejném průměru) stoupá jeho primární stabilita měřená pomocí RFA.

Je nesporné, že většina autorů vnímá průměr implantátu (ve srovnání s jeho délkou) jako důležitější parametr ovlivňující primární stabilitu a zaštiťují se odkazem na lepší výsledky měření pomocí RFA. Nicméně v některých studiích, jako např. Shin a kol. [40], měl velký průměr (5,0 mm) horší výsledky než standardní průměr, což autoři vysvětlují horší kvalitou kosti v místě implantace, nebo použitím většího průměru jako tzv. „rescue“ implantátu. Jsou ale i autoři, jako např. Triplett a kol. [43], kteří ve svých výzkumech neshledali významnější ovlivnění naměřených hodnot ISQ změnou délky nebo průměru implantátu.

Námi získané závislosti pomocí MKP (při stacionární délce implantátu a měnícím se průměru implantátu) mají charakter dvojité lomené téměř lineární křivky a pro každou délku implantátu existuje průměr, při kterém první vlastní frekvence přestane strmě stoupat a druhá větev křivky je téměř horizontální. Z toho je patrné, že se zvětšujícím se průměrem (při stejné délce) se nezvyšují hodnoty ISQ charakterizující primární stabilitu lineárně, protože zvětšující se průměr implantátu (při stejné délce) se více podílí na zvýšení hmotnosti než na tuhosti implantátu.

Nicméně pro všechny autory zabývající se vlivem délky a průměru implantátu na jeho primární stabilitu bez rozdílu platí, že ve svých závěrech nepracují s poznatkem, že měnící se průměr a délka mění tuhost a hmotnost implantátů, což jsou hlavní parametry ovlivňující výslednou rezonanční frekvenci.

### **7.3 Diskuse k 4.3. Na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé.**

V souboru pacientů jsme k hodnocení primární stability zubních implantátů používali přístroj Osstell® Mentor pracující na principu rezonanční frekvenční analýzy. García a kol. [13] v přehledovém článku o vědeckých studiích zabývajících se využitím RFA v implantologii konstatují, že tato metoda přilákala značný vědecký zájem s výrazným nárůstem publikací a na závěru shrnují, že metoda RFA je vhodná ke kvantitativní i kvalitativní analýze stability různých typů implantátů.

Naše klinická studie je svým rozsahem, metodikou a výsledky srovnatelná se zahraničními studiemi [3] a v počtu pacientů i výrazně převyšuje soubory jiných autorů [20, 26]. Pro analýzy hodnot koeficientů ISQ jsme měli k dispozici soubor celkem 538 pacientů, čímž byly zachovány dostatečně početné vzorky pacientů se zubními implantáty i po jeho rozdělení do několika skupin podle různých proměnných, které mohly ovlivnit naměřenou hodnotu koeficientu ISQ.

Dlouhodobé úspěšné fungování zubních implantátů závisí na stabilitě dosažené při jejich inserci do kosti [37] a velký podíl na tom má dodržování správných zásad fyziologického operování. V našem souboru jsme přísně dbali na jejich respektování, jakož i na aplikování výrobcem doporučeného chirurgického protokolu. Dodržování těchto zásad pomáhá zajistit primární stabilitu, za hlavní vlivy na její kvalitu (kromě již zmíněné chirurgické techniky a operačního protokolu) se dále považuje kvalita kosti a design implantátu [20, 32]. Další proměnné (jako např. pohlaví, věk, typ čelisti, lokalizace implantátu a doba uplynulá od extrakce do zavedení implantátu) nemají na primární stabilitu významnější dopad [29, 32] a tato zjištění korespondují s našimi výsledky. Sice jsme prokázali, že zjištěné průměrné hodnoty pro muže (ISQ 75,6) a pro

ženy (ISQ 73,7) jsou statisticky signifikantní, nicméně z hlediska klinické významnosti se dají hodnoty ISQ u obou pohlaví považovat za téměř shodné, protože při relevantním hodnocení výsledků je nezbytné brát v potaz rozdíl mezi statistickou významností (charakterizována hodnotou p-value) a klinickou významností [2]. Obvykle se totiž v praxi pokládá statisticky významný výsledek za klinicky důležitý a naopak. Tato interpretace však není zcela správná, protože velikost hodnoty p-value závisí na velikosti sledovaného vzorku. Výsledek statistické analýzy tak může ukazovat na statisticky významný rozdíl (díky velkému rozsahu výběru), ale tento rozdíl není důležitý klinicky.

Podobný závěr jsme učinili i pro věk a pohlaví, přičemž pouze ve skupině „56 let a více“ jsme zjistili, že mezi průměrnými hodnotami pro muže (ISQ 76,0) a pro ženy (ISQ 72,9) je statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti. Nesporný vliv zde jistě má menopauza a s ní spojený častější výskyt změny kvality kosti ve smyslu osteoporózy u žen ve vyšší věkové skupině [12, 17]. Nicméně z hlediska klinické významnosti jsou zjištěné rozdíly opět zanedbatelné a vyšší věk u žen není kontraindikací k zavedení implantátů [28]. Jinou spojitost mezi primární stabilitou a věkem jsme neprokázali, což koresponduje s literárními údaji, že neexistuje jednoznačná závislost mezi kvalitou alveolárního výběžku, tloušťkou kortikální kosti, resorpcí a věkem [27].

V našem souboru jsme nezjistili statisticky významný rozdíl v naměřených hodnotách mezi horní čelistí (průměr ISQ = 74,0) a dolní čelistí (průměr ISQ = 75,3). Tyto výsledky jsou v souladu s našimi poznatky zjištěnými metodou konečných prvků, že pro primární stabilitu měřenou pomocí rezonanční frekvenční analýzy má zásadní význam přítomnost kortikální kosti a její tloušťka, nikoli hustota spongiózní kosti.

Pokud jsme hodnotili pozici implantátů v každé čelisti zvlášť, prostřední hodnoty (mediány) koeficientu ISQ pro zubní implantáty umístěné v horní čelisti na pozici prvního řezáku až druhého moláru nejsou statisticky signifikantní. Tyto výsledky ukazují na poměrně velkou uniformitu složení kosti alveolárního hřebene v rámci celé maxily u pacientů našeho souboru. Protože zubní implantáty v dolní čelisti, umístěné na pozici prvního řezáku, byly jen dva a na místě druhého řezáku nebyl žádný, testovali jsme pouze rozdíly mezi implantáty na pozici špičáku až druhého moláru. Statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi hodnotami ISQ u zubních implantátů umístěných interforaminálně ve srovnání s implantáty na pozici druhého premoláru až druhého moláru, což souvisí se známou rozdílnou kvalitou kosti v daných oblastech mandibuly.

Okamžitá implantace byla v souboru provedena jen u 2 % pacientů a v 77 % se jednalo o odloženou implantaci. Vzhledem k tomu, že u okamžité implantace jsme vždy zaváděli fixturu takového průměru, aby v krčkové části bylo minimálně 8/10 obvodu implantátu v kontaktu s kompaktní alveolou, neshledali jsme statisticky signifikantní rozdíly mezi mediány koeficientu ISQ v závislosti na době zavedení implantátu po vytržení zubu. Potvrzuje se tím fakt, že výsledné hodnoty ISQ u primární stability výrazně ovlivňuje přítomnost a kvalita vrstvy kompaktní kosti v místě implantace.

Posouzení vlivu kvality kosti, zejména denzity a tloušťky kortikální kosti, na primární stabilitu se věnuje řada autorů [23, 27]. Pokud však vrstva kortikální kosti není dostatečná nebo zcela chybí, pak mechanické vlastnosti kosti ovlivňuje její hustota a je prokázáno, že v kosti se sníženou hustotou je výrazně vyšší míra selhání implantátu. V těchto případech patří kvalitativní a kvantitativní posouzení kostní tkáně k nejdůležitějším vyšetřením v předoperační přípravě. Její hodnocení podle dnes používané klasifikace od Lekholma a Zarba na typ D1, D2, D3 a D4 je ale výrazně subjektivní. V našem souboru jsme pouze jedenkrát jednoznačně charakterizovali denzitu kosti v místě implantace jako D1 a D4, a proto jsme tyto pacienty ze souboru vyřadili. Jako D2 jsme popsali kvalitu kosti v 55 % (296 pacientů) a ve 45 % (242 pacientů) jsme označili jako D3. Při analýze naměřených hodnot ISQ byly zjištěny statisticky signifikantní rozdíly mezi hodnotami ISQ s ohledem na kvalitu kosti (D2 s průměrem ISQ = 77,8 vs. D3 s průměrem ISQ = 70,9), což je již klinicky významné. Naše zjištění korelují se závěry např. Salmória a kol. [38] a Vrbové a kol. [45], že dentální implantát ukotvený v kvalitní kosti má lepší stabilitu, díky tomu dochází k rychlejší a dokonalejší oseointegraci.

Názory na vliv délky implantátů na jejich dlouhodobé fungování nejsou jednotné a v odborné literatuře se dají najít 4 skupiny autorů. Od názorů, že výsledky krátkých implantátů (méně než 10 mm) jsou z dlouhodobého hlediska lepší [18, 36], přes skupiny tvrdící, že výsledky jsou stejné [25, 31], nebo že krátké implantáty selhávají častěji, ale je to ještě akceptovatelné [24], až po skupinu prokazující, že krátké implantáty mají vyšší riziko selhání [19]. Přičemž např. Weng a kol. [46] udávají, že více než 60 % selhaných implantátů bylo kratších nebo rovno 10 mm. Nicméně u většiny autorů panuje shoda v tom, že je nutné používat pro krátké implantáty upravený chirurgický protokol zaměřený na zvýšení primární stability [36].

V našem souboru byly použity implantáty délek 12, 14 a 16 mm, přičemž délku 10 mm používáme jen zcela výjimečně, a proto jsme ji do naší studie nezahrnuli. Při samostatném hodnocení vlivu délky zubního implantátu na primární stabilitu jsme prokázali statisticky signifikantní rozdíl mezi všemi mediány koeficientů ISQ všech délek implantátů vždy ve prospěch delšího implantátu. Z klinických výsledků našeho souboru je tedy patrné, že s prodlužující se délkou implantátu roste jeho primární stabilita charakterizována hodnotami ISQ. Metodou konečných prvků sice byla u průměru implantátu 3,7 a délky 16 mm vypočtena nižší rezonanční frekvence, ale v klinické praxi se toto neprojevilo. Vysvětlujeme si to tím, že MKP počítá s průměrnými hodnotami charakterizující kompaktní a spongiózní, tudíž nemusí plně obsáhnout skutečné vlastnosti kosti.

Většina autorů shledává větší průměr implantátu jako přínosnější pro dlouhodobé fungování implantátů, ale například Bahat a kol. [3], Garlini a kol. [14] a Lemmerman a kol. [25] ve svých studiích neprokázali jednoznačnou výhodu v použití širšího implantátu ve srovnání se standardním průměrem a Friberg a kol. [10] nezjistili statisticky signifikantní rozdíl v počtu selhaných implantátů v závislosti na jejich průměru. Jsou však i autoři, jako např. Shin a kol. [40], kteří udávají dokonce nižší úspěšnost u širokých implantátů ve srovnání s průměrem 4,0 mm (80,9% vs 87,5%) a ještě nižší úspěšnost ve srovnání s průměrem 3,7 mm (80,9% vs 98,2%).

Při samostatném hodnocení vlivu průměru zubních implantátů na primární stabilitu jsme v našem souboru zjistili statisticky signifikantní rozdíly hodnot mezi všemi mediány koeficientů ISQ všech průměrů implantátů navzájem. Z toho vyplývá, že zvětšující se průměr implantátu má pozitivní vliv na zvyšující se hodnotu ISQ a tím i na primární stabilitu. Naše závěry se tedy shodují s výsledky většiny studií hodnotících vliv většího průměru implantátu na jeho primární stabilitu jako pozitivní.

Při porovnávání vzájemného vlivu průměru a délky na hodnoty ISQ jsme v našem souboru pro všechny délky implantátů (12, 14 i 16 mm) zjistili statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry jednotlivých délek implantátů. Je tedy zřejmé, že zvětšující se průměr a současně prodlužující se délka implantátu mají pozitivní vliv na naměřené hodnoty ISQ.

Pokud jsme porovnávali kromě průměru a délky i současně kvalitu kosti, tak jsme při analýze naměřených hodnot ISQ zjistili statisticky signifikantní rozdíly mezi hodnotami ISQ s ohledem na průměr a délku implantátu, současně s ohledem na kvalitu kosti D2 ve srovnání s kvalitou kosti D3. Je tedy zřejmé, že kvalita kosti, podobně jako délka a průměr implantátu, má významnou roli při zajišťování jeho primární stability.

## 8 ZÁVĚR

Z výsledků práce plynou následující závěry:

1) Provedené analýzy metodou konečných prvků potvrzují, že tvar závitů implantátu ovlivňuje výsledné mechanické napětí v kosti i implantátu. Nejvýrazněji reaguje na změnu tvaru závitů tlakové napětí v kosti, kde nejmenší napětí vzniká v plochem a největší v obráceném pilovitém závitě.

Největších hodnot biomechanické kompatibility v rámci celé délky implantátu a všech typů zkoumaných závitů dosahuje typ pilovitý a Deep HB, přičemž v obou případech se hodnota blíží jedné, což je ideální stav.

Z výsledků výpočtů však nelze jednoznačně stanovit nejvhodnější typ závitů implantátů a budoucnost designu implantátů tedy vidíme ve snižování jejich celkové tuhosti tak, aby byla zajištěna co nejlepší mechanická kompatibilita mezi kostí a implantátem.

2) K identifikaci vlivu délky a průměru implantátu na výslednou stabilitu byly provedeny analýzy metodou konečných prvků. Potvrdilo se, že módy a rezonanční frekvence implantátů všech délek a průměrů použitých v klinické studii jsou v měřícím rozpětí přístroje Osstell<sup>®</sup> Mentor. Z výsledků je však zřejmé, že měření stability implantátu pomocí rezonanční frekvenční analýzy má své limity věrohodnosti. Ty spočívají jednak v tom, že vlastní frekvence a módy soustavy implantát - kost mohou ležet mimo měřitelné spektrum zařízení Osstell<sup>®</sup>, jednak v tom, že výsledné hodnoty stability měřené pomocí RFA jsou ovlivněné tuhostí a hmotností implantátu.

Dále bylo MKP zjištěno, že vlastní frekvence implantátů stoupají prakticky lineárně, což znamená, že s prodlužující se délkou a zvětšujícím se průměrem implantátu roste jeho primární stabilita v matematickém modelu. Výjimkou je průměr 3,7 a délka 16 mm, kdy v tomto případě prodlužující délka implantátu více ovlivňuje hmotnost než jeho tuhost.

3) Na rozsáhlém souboru pacientů, srovnatelným se zahraničními studiemi, jsme zjistili, že parametry pohlaví, věk, typ čelisti, lokalizace implantátu a doba uplynulá od extrakce do zavedení implantátu nemají na primární stabilitu významnější dopad. Výjimkou jsou ženy ve věkové skupině „56 let a více“, u nichž se ve vyšším věku vlivem osteoporózy zhoršuje primární stabilita implantátů.

Mnohem významnější vliv na primární stabilitu má kvalita kosti spolu s designem implantátu. Z klinické studie vyplynulo, že délka a průměr mají pozitivní vliv na primární stabilitu implantátu, ale jak bylo v práci prokázáno, není možné jednoznačně definovat, který z parametru designu má rozhodující vliv na výslednou stabilitu implantátu.

Hlavní přínos práce spatřuji především v propojení moderních metod biomechaniky s klinickou praxí. Metoda konečných prvků je vhodná metoda pro modelování a počítání stavů, které jsou jen obtížně měřitelné *in vivo*, ale má své limity zejména v obtížnosti postihnout v modelu všechny vlastnosti kosti vzhledem k její nehomogenitě. Proto zpřesňování numerického modelu kosti je pro další pokračování výzkumu nezbytné.

## 9 POUŽITÁ LITERATURA

1. ABUHUSSEIN, H., PAGNI, G., REBAUDI, A., WANG, H. L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Impl Res*, 2010, vol. 21, no. 2, p. 129–136.
2. ANDĚL, J. Statistické metody. 3. vyd., Praha: Matfyzpress, 2003, 299 s., ISBN 8-08673-208-8.
3. BAHAT, O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2000, vol. 15, no. 5, p. 646–653.
4. BLANCHARD, R., DEJACO, A., BONGAERS, E., HELLMICH, CH. Intravoxel bone micromechanics for microCT-based finite element simulations. *J Biomech*, 2013, vol. 46, no. 15, p. 2710–2721.
5. CIARELLI, M. J., GOLDSTEIN, S. A., KUHN, J. L. et al. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res*, 1991, vol. 9, no. 5, p. 674–682.
6. COWIN, S. C. Mechanics of materials. In: Bone mechanics handbook (Eds. Cowin, S. C.). *CRC Press, Boca Raton, FL, USA*, 2001, p. Section II. 6-1, ISBN 978-0-8493-9117-0.
7. DAMM, N. B., MORLOCK, M. M., BISHOP, N. E. Friction coefficient and effective interference at the implant-bone interface. *J Biomech*, 2015, vol. 48, no. 12, p. 3517–3521.
8. DEGIDI, M., DAPRILE, G., PIATTELLI, A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2010, vol. 25, no. 3, p. 558–561.
9. ERASLAN, O., INAN, Ö. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Invest*, 2010, vol. 14, no. 4, p. 411–416.

10. FRIBERG, B., EKESTUBBE, A., SENNERBY, L. Clinical outcome of Brånemark system implants of various diameters: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2002, vol. 17, no. 5, p. 671–677.
11. FROST, H. M. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec Part A Discov Mol Cell Evol Biol*, 2003, vol. 275A, no. 2, p. 1081–1101.
12. GAETTI-JARDIM, E. C., SANTIAGO, J. F., GOIATO, M. C. et al. Dental implants in patients with osteoporosis: a clinical reality? *J Craniofac Surg*, 2011, vol. 22, no. 3, p. 1111–1113.
13. GARCÍA, P. Q., SÁNCHEZ, E. P., GAYA, V. O. et al. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2009, vol. 14, no. 10, p. 538–546.
14. GARLINI, G., BIANCHI, C., CHIERICHETTI, V. et al. Retrospective clinical study of Osseotite implants: zero-to 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2003, vol. 18, no. 4, p. 589–593.
15. GEFEN, A. Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Med Eng Phys*, 2002, vol. 24, no. 5, p. 337–347.
16. GENG, J. P., TAN, K. B. C., LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, vol. 85, no. 6, p. 585–598.
17. GIRO, G., CHAMBRONE, L., GOLDSTEIN, A. et al. Impact of osteoporosis in dental implants: a systematic review. *World J Orthop*, 2015, vol. 6, no. 2, p. 311–315.
18. GOENÉ, R., BIANCHESI, C., HÜERZELER, M. et al. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite® implants. *Impl Dent*, 2005, vol. 14, no. 3, p. 274–280.
19. HERRMANN, I., LEKHOLM, U., HOLM, S., KULTJE, CH. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2005, vol. 20, no. 2, p. 220–230.
20. CHONG, L., KHOCHT, A., SUZUKI, J. B., GAUGHAN, J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Impl*, 2009, vol. 35, no. 3, p. 130–135.
21. KANG, Y. I., LEE, D. W., PARK K. H., MOON, I. S. Effect of thread size on the implant neck area: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Impl Res*, 2012, vol. 23, no. 10, p. 1147–1151.
22. LAN, T. H., DU, J. K., PAN, CH. Y. et al. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Invest*, 2012, vol. 16, no. 2, p. 363–369.
23. LEKHOLM, U. Immediate/early loading of oral implants in compromised patients. *Periodontology 2000*, 2003, vol. 33, no. 1, p. 194–203.
24. LEKHOLM, U., GUNNE, J., HENRY, P. et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1999, vol. 14, no. 5, p. 639–645.
25. LEMMERMAN, K. J., LEMMERMAN, N. E. Osseointegrated dental implants in private practice: a long-term case series study. *J Periodontol*, 2005, vol. 76, no. 2, p. 310–319.
26. LÓPEZ, A. B., MARTÍNEZ, J. B., PELAYO, J. L. et al. Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2008, vol. 13, no. 4, p. 244–247.
27. MARQUEZAN, M., OSÓRIO, A., SANT'ANNA, E. et al. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Impl Res*, 2012, vol. 23, no. 7, p. 767–774.
28. MELLADO-VALERO, A., FERRER-GARCÍA, J. C., CALVO-CATALÁ, J., LABAIG-RUEDA, C. Implant treatment in patients with osteoporosis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2010, vol. 15, no. 1, p. 52–57.

29. MEREDITH, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 1998, vol. 11, no. 5, p. 491–501.
30. MEREDITH, N., BOOK, K., FRIBERG, B. et al. Resonance frequency measurements of implant stability *in viva*. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res*, 1997, vol. 8, no. 3, p. 226–233.
31. MIJIRITSKY, E., MAZOV Z., LOREAN, A., LEVIN, L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Impl Dent*, 2013, vol. 22, no. 4, p. 394–398.
32. MOLLY, L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Impl Res*, 2006, vol. 17, no. S2, p. 124–135.
33. PALMER, R. Introduction to dental implants. *Br Dent J*, 1999, vol. 187, no. 3, p. 127–132.
34. PAPAVALIOU, G., KAMPOSIOIRA, P., BAYNE, S. C., FELTON, D. A. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*, 1997, vol. 25, no. 6, p. 485–491.
35. RANCOURT, D., SHIRAZI-ADL, A., DROUIN, G., PAIEMENT, G. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *J Biomed Mat Res*, 1990, vol. 24, no. 11, p. 1503–1519.
36. RENOUEAU, F., NISAND, D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Impl Dent Rel Res*, 2005, vol. 7, Suppl. 1, p. 104–110.
37. ROZÉ, J., BABU, S., SAFFARZADEH, A. et al. Correlating implant stability to bone structure. *Clin Oral Impl Res*, 2009, vol. 20, no. 10, p. 1140–1145.
38. SALMÓRIA, K. K., TANAKA, O. M., GUARIZA-FILHO, O. et al. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthodont Dentofac Orthop*, 2008, vol. 133, no. 6, p. 790.e15–790.e22.
39. SENNERBY, L., MEREDITH, N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 2008, vol. 47, no. 1, p. 51–66.
40. SHIN, S. W., BRYANT, S. R., ZARB, G. A. A retrospective study on the treatment outcome of wide-bodied implants. *Int J Prosthodont*, 2004, vol. 17, no. 1, p. 52–58.
41. SHIN, Y. K., HAN, CH. H., HEO, S. J. et al. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2006, vol. 21, no. 5, p. 789–794.
42. TRABELSI, N., YOSIBASH, Z. Patient-specific finite-element analyses of the proximal femur with orthotropic material properties validated by experiments. *J Biomech Eng*, 2011, vol. 133, no. 6, p. 925–935.
43. TRIPLETT, R. G., FROHBERG, U., SYKARAS, N., WOODY, R. D. Implant materials, design, and surface topographies: their influence on osseointegration of dental implants. *J Long Term Eff Med Impl*, 2003, vol. 13, no. 6, p. 485–502.
44. VAN STADEN, R. C., GUAN, H., LOO Y. C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comp Met Biomech Biomed Eng*, 2006, vol. 9, no. 4, p. 257–270.
45. VRBOVÁ, R., SOCHOR, M. Povrch dentálních implantátů a jeho vliv na interakci s biologickým prostředím (Souborný referát). *Čes Stomat*, 2010, roč. 110, č. 3, s. 49–60.
46. WENG, D., JACOBSON, Z., TARNOW, D. et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2003, vol. 18, no. 3, p. 417–423.
47. WISKOTT, H. W. A, BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res*, 1999, vol. 10, no. 6, p. 429–444.
48. WOLFF, J. Das gesetz der transformation der knochen. *A. Hirschwald, Berlin*, 1892.



49. ZHANG, Q. H., WANG, J. Y., LUPTON C. et al. A subject-specific pelvic bone model and its application to cemented acetabular replacements. *J Biomech*, 2010, vol. 43, no. 14, p. 2722–2727.
50. ZIX, J., HUG, S., KESSLER-LIECHTI, G., MERICSKE-STERN, R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2008, vol. 23, no. 3, p. 525–530.

## 10 PŘEHLED PUBLIKAČNÍ ČINNOSTI AUTORA

### 10.1 Původní vědecké publikace v časopisech s impact factorem

1. Čapek, L., Šimůnek, A., Slezák, R., **Dzan, L.** Influence of the orientation of the Osstell transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: a numerical approach. *Med Eng Physics*, 2009, vol. 31, no. 7, p. 764–769. (IF 1,674)
2. Čapek, L., Jacquet, E., **Dzan, L.**, Šimůnek, A. The analysis of forces needed for the suturing of elliptical skin wounds. *Med Biol Eng Comp*, 2012, vol. 50, no. 2, p. 193–198. (IF 1,886)
3. Čapek, L., Šimůnek, A., Henyš, P., **Dzan, L.** The role of implant's surface treatment to its preload. *Comp Met Biomech Biomed Eng*, 2014, vol. 17 Suppl 1, p. 8–9. (IF 1,454)

### 10.2 Ostatní publikace v časopisech s impact factorem

1. Suchomel, P., Buchvald, P., Barsa, P., Choutka, O., Krejzar, Z., Šourková, P., Endrych L., **Dzan, L.** Single-stage total C-2 intralaminar spondylectomy for chordoma with three-column reconstruction. *J Neurosurg - Spine*, 2007, vol. 6, no. 6, p. 611–618. (IF 2,10)

### 10.3 Původní vědecké práce v časopisech bez IF

1. **Dzan, L.**, Čapek, L. Vliv délky implantátu na jeho primární stabilitu. *Čes Stomat*, 2009, roč. 109, č. 3, s. 58–62.
2. **Dzan, L.**, Lochman, Z., Čapek, L., Lufinka, A. Prototyp dvouosého extenzometru na měření elasticity lidské kůže. *Čes Stomat*, 2010, roč. 110, č. 6, s. 136–138.
3. **Dzan, L.**, Telekešová, P. Chirurgické dokončení primárně nechirurgického stomatologického výkonu započatého v nesterilních jednorázových rukavicích (Původní práce - epidemiologická statistická studie). *Prakt Zub Lék*, 2013, roč. 61, č. 1, s. 8–11.
4. **Dzan, L.**, Henyš, P., Čapek, L., Šimůnek, A. Makrodesign implantátu - typy a tvary používaných závitů a jejich hodnocení metodou konečných prvků. (Původní práce - experimentální studie). *Čes Stomat*, 2013, roč. 113, č. 4, s. 88–94.
5. Telekešová P., **Dzan L.** Problematika výskytu mikroorganismů na nesterilních vyšetřovacích rukavicích (Původní práce - epidemiologická statistická studie). *Hygiena*, 2013, roč. 58, č. 2, s. 75–78.
6. **Dzan, L.**, Kučera, I., Ouhřabková, I. Sialolity a jejich chemické a minerálové složení. *LKS*, 2015, roč. 25, č. 4, s. 73–78.

### 10.4 Ostatní publikace v časopisech bez IF

1. **Dzan, L.** Design implantátu (souborný referát). *Prakt Zub Lék*, 2009, roč. 57, č. 2, s. 21–25.
2. **Dzan, L.** Autotransplantace moláru. *LKS*, 2010, roč. 20, č. 3, s. 59–63.
3. **Dzan, L.** Sturgeův-Weberův syndrom a implantologie (nestandardní řešení u nestandardního pacienta). *LKS*, 2009, roč. 19, č. 6, s. 186–189.
4. Kučera, I., **Dzan, L.**, Walterová, L. První příznaky hematologického onemocnění v ústní dutině. *LKS*, 2009, roč. 19, č. 9, s. 250–253.
5. **Dzan, L.**, Kučera, I., Walterová, L., Izakovičová Hollá, L. Hyperplazie dásní jako časný příznak manifestace akutní myeloidní leukemie (kazuistika). *LKS*, 2010, roč. 20, č. 9, s. 179–183.
6. **Dzan, L.**, Ježková, S. Střelná poranění střední obličejové etáže doprovázená poškozením zraku. *Čes Stomat*, 2010, roč. 110, č. 4., s. 88–94.

7. Antonová, P., **Dzan, L.**, Šimůnek, A., Vavříčková, L. Maligní fibrózní histiocytom jazyka. *Čes Stomat*, 2011, roč. 111, č. 5, s. 117–124.
8. Krchová, S., **Dzan L.** Merkelův kožní karcinom. *Čes Dermatovenerol*, 2013, roč. 3, č. 2, s. 91–97.
9. Krchová, S., **Dzan, L.**, Lukáš, D., Mikeš, P., Jenčová, V., Horáková, J., Pilařová, K. Nanovlákná v hojení kožních ran. *Čes Dermatovenerol*, 2014, roč. 4, č. 4, s. 234–240.
10. Synková, B., Holý, R., Fundová, P., Rotnágl, J., **Dzan, L.**, Astl, J. Schwannom nejspíše z krčního sympatiku – kazuistika. *Česk Slov Neurol N*, 2016, vol. 79/112, č. 3, s. 343–346.

### 10.5 Přednášky na odborných setkáních

1. **Dzan, L.**, Ježková, S. Glabelární lalok – způsob řešení defektů v oblasti vnitřního očního koutku. I. Jihočeské Timrovy dny, 13.10.2000, České Budějovice.
2. **Dzan, L.**, Ptáček, F. Fotbal jako příčina zlomenin kostí obličeje. 64. kongres České společnosti otolaryngologie a chirurgie hlavy a krku s mezinárodní účastí, 20.-22.9.2001, Nymburk.
3. **Dzan, L.**, Ježková, S. Řešení defektů v oblasti kořene nosu a vnitřního očního koutku pomocí glabelárních laloků. Aktuální problémy maxilofaciální chirurgie, 3.-5.10.2001, Ústí n. Labem.
4. **Dzan, L.**, Ježková, S. Střelná poranění očnice. II. Jihočeské Timrovy dny, 18.4.2002, Č. Budějovice.
5. **Dzan, L.**, Ptáček, F. Fotbal jako příčina poranění obličejového skeletu. Brněnské traumatologické dny, 31.5.2002.
6. **Dzan, L.**, Šuchmová, H., Ježková, S. Střelná poranění obličeje. Harrachovské chirurgické dny, 7.-8.6.2002.
7. **Dzan, L.**, Ptáček, F. Rhabdomyom – vzácný nález v dutině ústní. Olomoucké onkologické dny 6.-7.2.2003.
8. **Dzan, L.**, Kučera, I. Následky neléčených zlomenin očnice. III. Jihočeské Timrovy dny, 24.-25.4.2003, Č. Budějovice.
9. **Dzan, L.**, Bohunová, Z. Mikrobiologické nálezy kolemčelistních zánětů. I. Ústecké pracovní dny maxilofaciální chirurgie, 9.-10.10.2003, Ústí nad Labem.
10. **Dzan, L.**, Bulíř, P. Pozdní řešení fraktury spodiny očnice a jeho následky. X. Brněnský traumatologický den, 28.5.2004, Brno.
11. **Dzan, L.** Sinuslift. XIV. Jihočeské ORL dny, 7.-8.4.2005, České Budějovice.
12. **Dzan, L.**, Tauš, L., Bulíř, P. Pozdně řešené fraktury spodiny očnice a jejich zhodnocení po delším časovém odstupu. V. Jihočeské Timrovy dny, 14.-15.4.2005, Č. Budějovice.
13. **Dzan, L.** Socket seal surgery. Výhledy a trendy v implantologii, 29.4.2005, Praha.
14. **Dzan, L.**, Kučera, I., Čapek, L., Buchvald, P. Od strojního inženýrství k medicíně. VI. Jihočeské Timrovy dny, 20.-21.4.2006, Č. Budějovice.
15. **Dzan, L.**, Kučera, I., Čapek, L., Buchvald, P. Možnosti využití CAD (computer aided design) při řešení poúrazového defektu obličejového skeletu. XII. Brněnský traumatologický den, 26.5.2006, Brno.
16. **Dzan, L.** Nanobone: vysoce stabilní dočasné osteogenetikum – využití v praxi. Parodontologický workshop, 2.11.2006, České Budějovice.
17. **Dzan, L.**, Zapletalová, V., Špilar, F., Bulíř, P. Diagnostické rozpaky otoku víček. IX. Jihočeské Timrovy dny, 9.-10.4.2009, Č. Budějovice.
18. **Dzan, L.**, Zapletalová, V., Špilar, F. Nazální typ extranodálního NK/T-buněčného maligního lymfomu. XII. Szamův den, 3.10.2009, Hradec Králové.
19. **Dzan, L.**, Kučera, I. Střelná poranění zygomaticomaxilárního komplexu. XV. Brněnské traumatologické dny, 28.5.2010, Brno.
20. **Dzan, L.**, Slezák R. Nasal and nasal-type NK/T-cell lymphoma. 7<sup>th</sup> Trilateral Czech-Slovak Polish Symposium on Oral and Maxillofacial Surgery, 1.-2.10.2010, Prague, Czech Republic.
21. **Dzan, L.**, Čapek, L. Měření primární stability a její ovlivnění designem implantátu. VII. Plzeňské pracovní dny maxilofaciální chirurgie, 5.-6.11.2010, Plzeň.

22. **Dzan, L.**, Antonová, P. Nediferencovaný pleomorfní sarkom jazyka. Olomoucké onkologické dny, 10.-11.2.2011, Olomouc.
23. **Dzan, L.**, Telekesová, P. Sterilní versus nesterilní jednorázové rukavice použité při dokončování primárně nechirurgického výkonu v ústní dutině. IX. Plzeňské pracovní dny maxilofaciální chirurgie, 23.-24. 11. 2012, Plzeň.
24. **Dzan, L.**, Borovcová, V. Sociální řešení – ano či ne? Seminář Implantologie, 4.4.2014, Praha.
25. **Dzan, L.**, Krchová, S., Lukáš, D., Mikeš, P., Jenčová, V., Horáková, J., Pilařová K. Nanovlákná při řešení kožních defektů. XI. Plzeňské pracovní dny maxilofaciální chirurgie, 21.-22. 11.2014, Plzeň.
26. **Dzan, L.**, Šebek, F. Využití mobilního CT při řešení zlomenin obličejového skeletu. III. Ústecké stomatologické dny, 14.5.2015, Ústí n. Labem.
27. **Dzan, L.**, Ptáček, F., Šebek, F. Perioperační kontrola řešení závažných poranění obličejového skeletu pomocí mobilního CT. Trilaterální slovensko-česko-polské sympóziu maxilofaciální chirurgie, 7.-8.10.2016, Bratislava, SR