

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



**Doktorský studijní program  
Stomatologie**

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

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

**MUDr. Ladislav Dzan**

Školitel: prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc.

Hradec Králové, 2016

Obhajoba dne: .....

**Prohlášení:**

Prohlašuji tímto, že jsem doktorskou disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje. Zároveň dávám souhlas k tomu, aby tato práce byla uložena v Lékařské knihovně Lékařské fakulty UK v Hradci Králové a zde užívána ke studijním účelům za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou publikační nebo přednáškovou činnost, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v informačním systému Univerzity Karlovy v Praze.

**Hradec Králové, 30. 11. 2016**

**podpis autora**

Je mou milou povinností poděkovat všem, kteří přispěli ke vzniku této práce.

Můj upřímný vděk patří doc. MUDr. Radovanu Slezákovi, CSc., přednostovi Stomatologické kliniky LF HK a FN v Hradci Králové, za významnou pomoc v začátcích mého postgraduálního studia.

Děkuji svému školiteli prof. MUDr. Antonínu Šimůnkovi, CSc., za metodické vedení a cenné rady při přípravě disertační práce.

Děkuji taktéž Mgr. Haně Kolářové, PhD., za pomoc se statistickým zpracováním výsledků.

V neposlední řadě děkuji Ing. Arch. Tomáši Myslivcovi a Gustavu Hýbnerovi za pomoc s realizací obrazové části.

## Obsah

### Použité zkratky

<b>1 Úvod</b> .....	1
1.1 Princip implantologie .....	2
1.2 Design implantátu .....	2
1.2.1 Mikrodesign implantátu .....	3
1.2.1.1 Použitý materiál .....	3
1.2.1.2 Povrchová úprava implantátu .....	6
1.2.1.2.1 Chemické složení povrchu .....	6
1.2.1.2.2 Drsnost povrchu .....	7
1.2.1.2.2.1 Metody používané ke zvýšení drsnosti povrchu .....	7
1.2.1.2.2.1.1 Subtraktivní úprava povrchu pískováním .....	8
1.2.1.2.2.1.2 Subtraktivní úpravy povrchu chemickou cestou .....	9
1.2.1.2.2.1.2.1 Leptání v minerálních kyselinách .....	9
1.2.1.2.2.1.2.2 Alkalicky upravený povrch .....	9
1.2.1.2.2.1.2.3 Anodická oxidace .....	9
1.2.1.2.2.1.2.4 Fluoridace .....	9
1.2.1.2.2.1.3 Aditivní úpravy povrchu povlakováním .....	10
1.2.1.2.2.1.3.1 Plazmové sprejování titanem .....	10
1.2.1.2.2.1.3.2 Plazmové sprejování hydroxyapatitem .....	10
1.2.1.2.2.1.3.3 Biomimetická modifikace povrchu .....	10
1.2.1.2.2.1.3.4 Metody nanášení tenkých vrstev .....	11
1.2.1.2.2.1.3.4.1 Povlakování metodou sol-gel .....	11
1.2.1.2.2.1.3.4.2 Povlakování iontovým paprskem (Ion Beam Assisted Deposition, IBAD).....	11
1.2.1.2.2.1.3.4.3 Povlakování pulzním laserem (Pulsed Laser Deposition, PLD) .....	11
1.2.1.2.2.1.3.4.4 Pulzní magnetronové naprašování (Pulsed Magnetron Sputtering, PMS).....	11
1.2.1.2.2.1.3.5 Povlakování bioaktivním sklem nebo sklokeramikou .....	12
1.2.2 Makrodesign implantátu .....	12
1.2.2.1 Délka a průměr implantátu .....	13
1.2.2.2 Tvar implantátu .....	14
1.2.2.3 Závity implantátu .....	18
1.3 Stabilita implantátu .....	21
1.3.1 Primární a sekundární stabilita implantátu .....	22

1.3.2 Metody používané k ověření stability implantátu .....	22
1.3.2.1 Histologická a histomorfometrická analýza .....	23
1.3.2.2 Analýza odporu při vytváření závitů (Cutting Torque Resistance Analysis) .....	24
1.3.2.3 Utahovací momentová zkouška .....	24
1.3.2.4 Vytáčecí momentová zkouška (Reverse Torque Test) .....	24
1.3.2.5 Vytahovací test (Pull Out Test) .....	25
1.3.2.6 RTG analýza .....	25
1.3.2.7 Modální (vibrační) analýza .....	25
1.3.2.7.1 Teoretická modální analýza – metoda konečných prvků (MKP) .....	26
1.3.2.7.2 Experimentální modální analýza .....	27
1.3.2.7.2.1 Perkusní test (Percussion Test) .....	27
1.3.2.7.2.2 Měření tlumící kapacity (Damping Capacity, Impact Hammer Method) .....	27
1.3.2.7.2.3 Rezonanční frekvenční analýza (Resonance Frequency Analysis, RFA) .....	28
1.3.2.7.2.4 Oscilace pulsní vlnou (Pulsed Oscillation Waveform) .....	33
<b>2 Cíle práce</b> .....	<b>34</b>
<b>3 Materiál a metodika</b> .....	<b>35</b>
3.1 .....	35
3.2 .....	39
3.3 .....	43
<b>4. Výsledky</b> .....	<b>47</b>
4.1 .....	47
4.2 .....	49
4.3 .....	54
<b>5 Diskuse</b> .....	<b>85</b>
5.1 .....	85
5.2 .....	87
5.3 .....	89
<b>6 Závěr</b> .....	<b>93</b>
<b>7 Literatura</b> .....	<b>95</b>

## **Použité zkratky**

ASTM – American Society for Testing and Materials

BIC – Bone Implant Contact

c.p. – commercially pure

CAD – Computer Aided Design

CBCT – Cone Beam Computed Tomography

ČSN – Česká soustava norem

ECAP – Equal Chanel Angular Pressing

EN – Evropská norma

FEA – Finite Element Analysis

HU – Hounsfield Unit

Hz – hertz

IBAD – Ion Beam Assisted Deposition

ISO – International Organization for Standardization

ISO/TC – International Organization for Standardization/ Technical Committee

ISQ – Implant Stability Quotient

kol. – kolektiv

MKP – metoda konečných prvků

MPa – Megapascal

MR – magnetická rezonance

nm – nanometr

nTi – nanostrukturní titan

PLD – Pulsed Laser Deposition

PMS – Pulsed Magnetron Sputtering

PTV – Periotest Value

RTG – rentgen

RFA – Resonance Frequency Analysis, rezonanční frekvenční analýza

SBF – Simulated Body Fluid

SCPS – Supersaturated Calcium Phosphate Solution

SPD – Severe Plastic Deformation

TPS – Titanium Plasma Spraying

UFG – Ultra Fine Grained

## 1 Úvod

Implantologie změnila stomatologii a dentální implantáty se od začátku 80. let minulého století staly běžnou součástí stomatologické praxe medicínsky vyspělých zemí. Umožňují nám nahradit ztrátu jednoho, dvou a více nebo všech zubů, poskytují oporu ortodontickým zařízením a částečným nebo celkovým zubním protézám a rovněž se uplatňují při distrakčních technikách.

Dnes se na trhu vyskytuje přes 300 obchodních značek a s rozvojem vědeckých poznatků a zkušeností se objevují stále nové typy implantátů lišící se podle použitého materiálu, podle svých makrodesignových a mikrodesignových vlastností, přičemž nejen pro laika je již mnohdy velice obtížné se v této problematice orientovat.

Mezinárodní organizace pro standardizaci (ISO) a ČSN EN ISO 1942 (856305) charakterizují implantát jako „zařízení (přístroj) navržený pro umístění do kosti a zajišťující odolnost proti posunutí zubní protetické náhrady“. V souladu s tím je pak podle ČSN EN ISO 10451 (856366) i definice implantačního systému, což jsou „dentální komponenty navržené k vzájemnému spojení a sestávající se z nezbytných dílů a nástrojů potřebných k vytvoření tohoto spojení“. Tato mezinárodní norma stanovuje požadavky na obsah technické dokumentace k prokázání, že jsou splněny požadavky kladené nařízeními a předpisy na dentální implantát a jakýkoliv prefabrikovaný díl, který po chirurgickém výkonu zůstává v ústech.

Je prokázáno, že dlouhodobé správné fungování zubních implantátů ovlivňuje řada faktorů. Mezi ně patří zejména pečlivá chirurgická fáze implantace, denzita a objem kosti [128, 158, 182]. Nesporný je však i vliv designu implantátu, který musí být v souladu s anatomíí, fyziologií a s nejnovějšími poznatky o vztahu mezi materiálem a organismem [122, 139, 143, 146, 162]. K poznání jeho významu se využívá stomatologická biomechanika. Jedná se o interdisciplinární obor zabývající se strukturou, chováním a vlastnostmi ústní dutiny z mechanického hlediska, včetně vzájemných mechanických interakcí s okolím, jako např. s dentálními implantáty [112].

Vlivu designu na primární stabilitu však zatím nebyla věnována taková pozornost, jakou si jistě zaslouží [76]. K jejímu pochopení je nutné využít technické obory, které mohou pomoci s posouzením mechanických interakcí v soustavě implantát – kost. Jedná se zejména o matematické modelování s prováděním výpočtového experimentu k ozřejmění deformačního napětí na rozhraní soustavy, jehož poznání jiným způsobem není možné.

## 1.1 Princip implantologie

Kvalitní oseointegrace je základním postulátem úspěšného ošetření pomocí zubních implantátů. Do čelistních kostí se implantáty vhojují oseointegrací [22], tedy bez mezivrstvy měkké tkáně viditelné v optickém mikroskopu, a klinická definice oseointegrace implantátu posuzuje úroveň stabilní marginální kosti a absenci mobility v kosti. Podle Albrektssona a kol. [7, 8, 9] se jedná o bezprostřední funkční a strukturální spojení mezi živou kostí a povrchem zatíženého implantátu. Je to proces, při kterém je dosaženo klinicky asymptomatické pevné fixace alloplastického materiálu s kostí a toto spojení je udrženo během zatěžování implantátu. Podobně Steineman a kol. [175] nahlíží na oseointegraci jako na kostní spojení s odolností vůči tahové a smykové síle.

Bez ohledu na různé definice je zřejmé, že musí být docíleno pevného spojení implantátu s kostí a že bez udržení tohoto stavu při zatížení suprakonstrukcí není možno hovořit o vhojení implantátu. I po precizním zavedení implantátu zůstává mezi ním a kostí určitý prostor a úspěšná oseointegrace závisí na typu tkáně, která překlene tuto mezeru na rozhraní kosti a implantátu. Novotvořená kost může prostor vyplnit dvěma způsoby: „proximity osseogenesis“, čili blízkou oseogenezí, a „contact osseogenesis“ neboli kontaktní oseogenezí. Blízká oseogeneze je charakterizována tvorbou periimplantátové pojivové matrix, která vzniká z fibrinové sítě pocházející z okolní kosti. Naproti tomu kontaktní oseogeneze je proces, při němž vzniká nová kost v přímém kontaktu s povrchem implantátu, za což vděčí adhezi fibrinové sítě na povrch implantátu. Po ní migrují osteogenní buňky a díky tomu dochází k těsné adaptaci kostní tkáně k implantátu [180].

Je nesporné, že kvalita ukotvení implantátu v kosti, tedy jeho stabilita, je pro implantologa zásadní a při implantaci ovlivňuje volbu následného léčebného protokolu (okamžité, časné nebo odložené zatížení implantátu), po dosažení oseointegrace ukazuje na nosnost implantátu a během dalších let informuje o jeho funkčním stavu.

## 1.2 Design implantátu

Design implantátů dělíme na mikrodesign (patří sem použitý materiál a povrchová úprava implantátu) a makrodesign, kam patří délka, průměr a tvar implantátu a typ použitého závitů.

## 1.2.1 Mikrodesign implantátu

### 1.2.1.1 Použitý materiál

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

Jedním z prvních materiálů použitých v implantologii byl iridioplatinový drát a chirurgická ocel. Návrh zubního implantátu (obr. 1) si nechal patentovat v roce 1901 Edwin J. Greenfield (USA) pod názvem „mounting for artificial teeth“ [106].



**Obr. 1.** První návrh implantátu s použitím iridioplatinového drátu (autor obrázku Gustav Hýbner)

V roce 1930 použili bratři Alvin Stock a Moses Stock (USA) chromkobaltmolybdenovou slitinu k výrobě zubního implantátu odvozeného z designu ortopedických šroubů používaných při řešení zlomenin kostí. Hlavní nevýhodou tohoto materiálu je koroze, k níž dochází například při narušení ochranné pasivní oxidové vrstvy přítomné na povrchu chromniklového materiálu. Výsledné množství uvolněných iontů do tkáně kolem implantátu závisí na povaze a pevnosti spojení kov – oxid, na struktuře a složení materiálu a na složení a tloušťce oxidové vrstvy [135, 187]. Uvolněné částice jsou pak pro okolní tkáň iritační a mohou být mutagenní až kancerogenní, jelikož tento potenciál závisí na oxidačním stupni daného prvku [188].

Obecným problémem kovových materiálů je vysoký modul pružnosti v porovnání s kostí. Tento rozdíl může vést k nadměrnému zatěžování kosti, její pozdější resorpci a v konečné fázi až ke ztrátě implantátu [53, 174, 179].

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

Následně se k výrobě implantátů začala využívat aluminiumoxidová keramika s obsahem  $\text{Al}_2\text{O}_3$  vyšším než 80 %. Od roku 1932 to byla zejména její polykrystalická forma (korund), poté i monokrystalická forma identická se safírem. Zirkoniumoxidová keramika ( $\text{ZrO}_2$ ) je pevnější v ohybu než aluminiumoxidová keramika, ale své místo při výrobě implantátů ztratila díky samovolné povrchové transformaci tetragonální modifikace na monoklinickou. K tomuto jevu dochází ve vodném prostředí při zvýšené teplotě, což vede ke změně mechanických vlastností. Dnes své uplatnění našla zirkoniumoxidová keramika zejména při výrobě abutmentů [180, 187].

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



**Obr. 2.** Nesterilní safírové implantáty v baleních tak, jak byly dodávány na trh (fotografie ze sbírky implantátů autora)

Nejpoužívanější materiál k výrobě dentálních implantátů je od roku 1965 titan objevený v roce 1791 anglickým chemikem Williamem Gregorem, ale izolován byl až o 118 let později

A. Hunterem. Titan je sedmým nejrozšířenějším kovem v zemské kůře a v malém množství je obsažen ve většině minerálů. Mezi jeho nejvýznamnější rudy patří  $\text{FeTiO}_3$  (oxid železnato-titaničitý) a  $\text{TiO}_2$  (oxid titaničitý). Díky své vysoké chemické netečnosti se titan v okolním prostředí nevyskytuje v takové formě, která by mohla být metabolizována živými organismy, a tudíž není známo žádné zapojení titanu do enzymatických reakcí nebo jeho jiné biologické uplatnění. Avšak i titan může podléhat korozi, tzv. štěrbinové, kdy místem koroze je nějaký volný prostor mezi implantátem a měkkými tkáněmi. Vzhledem ke svým chemickým vlastnostem je však rychlost tohoto procesu u titanu prakticky zanedbatelná [67, 93, 132, 169].

Většina dnešních implantátů je vyráběna z čistého titanu (commercially pure = c.p.) nebo titanových slitin a procentuální zastoupení vzdušných plynů (zejména kyslíku), určuje kvalitu c.p. titanu [27, 147, 180]. Podle standardu ASTM (American Society for Testing and Materials) má c.p. titan 4 stupně, přičemž první je nejčistší ve srovnání se čtvrtým, který obsahuje více vzdušných plynů a železa. C.p. titan 1. stupně používá na výrobu svých implantátů například firma Nobel Biocare (Švédsko), zatímco firmy Straumann (Švýcarsko) a Lasak (Česká republika) vyrábějí své implantáty z c.p. titanu 4. stupně. Titanové slitiny jsou označovány podle ASTM od stupně čistoty (grade) 5 až 29. Některé firmy (např. Sargon Enterprises, USA) produkují implantáty z titanové slitiny 5. stupně (jedná se chemicky o Ti-6Al-4V, neboli slitinu se 6 % Al a 4 % V).

Obecně se dá shrnout, že c.p. 1. stupně představuje nejvyšší odolnost vůči korozi a nejmenší pevnost, zatímco c.p. 4. stupně a titanová slitina 5. stupně představují větší odolnost vůči působícím silám. Jestliže odolnost vůči korozi je závislá zejména na obsahu železa, tak některé firmy (např. Astra Tech, Švédsko) používají c.p. 4. stupně, ale obsah železa v něm snižují až pod úroveň maxima pro c.p. 1. stupně [84, 147]. Ovšem přímé důsledky těchto relativně malých rozdílů v materiálech na fungování implantátů (a vznik možných mechanických komplikací) jsou nejisté a nepodařilo se jednoznačně pomocí evidence based medicine prokázat opak [35, 84, 191].

Negativa komerčně čistého titanu (je měkký) a titanových slitin (mají horší biologické vlastnosti) [180] odstraňuje nanostrukturní technicky čistý titanu (nTi), který si zachovává všechny vlastnosti důležité pro implantologii. Navíc je charakterizován jemným zrnem v rozměrech řádově 1 až 100 nm, což vede ke zlepšení mechanických vlastností při stejném chemickém složení jako u c.p. titanu. Nanostrukturní titan dále vyniká vysokou pevností, a tím i vyšší odolností proti zlomení. Uvádí se, že je téměř 2,5krát pevnější než c.p. titan a má vysokou mez kluzu [90, 117, 147], což je vhodné pro využití v dentální implantologii. Jeho nevýhodou je však cena, která je přibližně 10krát vyšší než cena c.p. titanu. K výrobě nTi se využívá

technologie ECAP (Equal Chanel Angular Pressing), což je typ intenzivní plastické deformace SPD (Severe Plastic Deformation) [147]. Hlavním účelem SPD metody je vložení velké plastické deformace do materiálu, tato technika byla poprvé představena v sedmdesátých letech minulého století ruským vědcem V. M. Segalem [163, 164]. Větší pozornosti se jí dostalo v devadesátých letech, kdy byly publikovány práce o možnosti přípravy ultra jemnozrnných kovů (ultra fine grained, UFG) pomocí ECAP. Jako UFG se označují takové polykrystalické materiály, které mají rozměr zrn 100 až 1000 nm.

### **1.2.1.2 Povrchová úprava implantátu**

Z mikrodeseignového hlediska je kromě použitého materiálu v poslední době kladen velký důraz na povrchovou úpravu dentálních implantátů, která umožňuje zkrácení období jejich vhojování. Mezi biologickým prostředím a povrchem implantátu dochází po kontaktu k řadě fyzikálních a chemických reakcí. Úpravy povrchu implantátů, zejména jeho chemické složení a drsnost, jsou navrhovány s cílem zvětšit plochu kontaktu s kostí [23, 96], protože nezbytným faktorem pro udržení procesu hojení na povrchu implantátu je uchycení (retrakce) fibrinového skeletu na nerovnostech [180]. Po aktivaci a agregaci destiček v místě kontaktu implantátu s kostí se aktivují koagulační faktory, výsledkem pak je transformace fibrinogenu na fibrin za vzniku fibrinové sítě umožňující přesun pojivové tkáně po jejím povrchu. Stabilita tohoto spojení s povrchem implantátu je nejdůležitější pro oseointegraci implantátu.

Význam povrchové úpravy implantátu stoupá v situaci, kdy je implantát zaveden do nekvalitní kosti charakterizované nízkou mineralizací, neboť v ní se nacházejí i okrsky (lakuny), kde kostní tkáň zcela chybí. Důležitým parametrem ovlivňujícím kvalitu následné oseointegrace je tloušťka vrstvy, její porozita, povrchová drsnost, krystalová struktura a chemické složení [97, 176, 177]. Proces oseointegrace souvisí s adhezí buněk k povrchu implantátu, přičemž za ideální se považují nerovnosti kolmé na jeho povrch [149]. Při porovnávání podílu přímého kontaktu mezi kostí a implantátem u různých povrchů (pískovaného, povlakovaného hydroxyapatitem, titanium plasma spraying a leptaného kyselinou) byl nejvyšší podíl pozorován u pískovaného a leptaného (HCl a H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) povrchu. Srovnáním leptaného povrchu implantátů (HCl a H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) s obrobeným povrchem bylo prokázáno vyšší procento BIC (Bone Implant Contact) ve prospěch leptaného povrchu [25, 96].

#### **1.2.1.2.1 Chemické složení povrchu**

Dentální implantáty by měly obsahovat pouze takové prvky nebo sloučeniny, které působí příznivě na organismus člověka. Musí splňovat požadavky na biokompatibilitu (čili jsou po chemické a biologické stránce slučitelné s živou kostí a umožňují její novotvorbu na svém

povrchu) a na biofunkčnost (mají specifické fyzikální vlastnosti, které dovolují implantátu fungovat pod zátěží bez poškození okolních tkání). V průběhu historie vývoje implantátů můžeme v poslední době pozorovat odklon od biotolerantních a bioinertních povrchů k těm bioaktivním, které urychlují hojení a vytvářejí přímou vazbu s kostní tkání [180, 187]. Cílem integrace implantátu se stává tvorba kalcium fosfátové vrstvy na jeho povrchu a současně je tvorba této vrstvy ovlivňována chemickým složením povrchu dentálního implantátu. Příkladem takového ovlivnění je působení hydroxylových skupin, které se spolupodílejí na vzniku hydrofilního povrchu (nízký úhel smáčení), protože smáčivost povrchu implantátu má zásadní vliv na adhezi krevního koagula, z něhož vzniká fibrinová matrix. Povrchové oxidy titanu po kontaktu s H<sub>2</sub>O z tělních tekutin reagují za vzniku dvou typů -OH skupin, přičemž jeden typ -OH skupin je silně polarizován kationty a druhý typ -OH skupin má potenciál k výměnným reakcím s anionty. Opačným příkladem je reakce povrchového oxidu titanu (TiO<sub>2</sub>) se sloučeninami uhlíku obsaženými ve vzduchu, které snižují povrchovou energii systému a zvyšují tím úhel smáčivosti, čili povrch se stává více hydrofobním [24, 171].

#### **1.2.1.2.2 Drsnost povrchu**

U titanového implantátu s obrobeným povrchem záviselo jeho vhojení na kvalitě a kvantitě okolní kosti a úspěch klesal se zhoršením její kvality. Změnou drsnosti povrchu se v těchto situacích dosáhlo zlepšení oseointegrace a je tedy nesporné, že primární fixaci a dlouhodobou mechanickou stabilitu implantátu zlepšuje drsnější povrch v porovnání s hladkým (obrobeným) [187], který se tak dnes již v implantologii téměř nepoužívá.

Rozeznáváme tři typy drsnosti povrchu podle jejich velikosti: makro, mikro a nanodrsnost. Makrodrsnost má rozměry v jednotkách milimetrů až desítek mikrometrů, má vztah ke geometrii závitu a dosahujeme jí např. pískováním nebo plazmovým sprejováním titanem. K dosažení mikro a nanodrsností se využívá mnoho metod, které mohou vést i ke vzniku kombinací jednotlivých drsností. Mikrodrsnost v jednotkách až desítkách mikrometrů se zajišťuje například leptáním v minerálních kyselinách. Nanopovrchu lze dosáhnout chemickou bioaktivací titanu v alkalickém prostředí, kdy takto můžeme získat drsnost povrchu 1 až 100 nm, což se již rozměrově podobá strukturním prvkům kosti a hraje tedy významnou roli při kontaktní osteogenezi [196, 180].

##### **1.2.1.2.2.1 Metody používané ke zvýšení drsnosti povrchu**

Existují rozličné metody k úpravě povrchu implantátů, které obecně vedou k vytvoření buď izotropního povrchu (drsnosti jsou rozmístěny tak, že povrch je identický ve všech směrech), nebo anizotropního povrchu (povrch se směrovým vzorem) [189], (tab. 1).

typ metody na úpravu povrchu	výsledný povrch
pískovaný povrch	izotropní povrch
leptaný povrch kyselinou	izotropní povrch s velkou frekvencí nepravidelností
pískovaný a následně leptaný povrch	izotropní povrch
soustružený (obrobený) povrch	anizotropní povrch a orientované stopy po obrábění
plazmové sprejování titanem	drsny izotropní povrch
povlakování hydroxyapatitem	drsny izotropní povrch
anodická oxidace	izotropní povrch s nanopóry

**Tab. 1.** Přehled některých technik úpravy povrchu implantátu a dosažený povrch

Změn drsnosti se dosahuje dvěma technikami. Tou první je subtraktivní úprava implantátu, čili ubírání z povrchu. Patří sem např. leptání kyselinami, louhy nebo pískování. Subtraktivní metody, dávající vznik nepravidelné morfologii povrchu titanu, zvětšují povrch implantátu a zabraňují kontaminaci komerčně čistého titanu z přidaných částic. Pravděpodobnost, že by mohlo dojít ke kontaminaci okolní kostní tkáně zbytky použitých kyselin nebo k rozesetí mikročástic pískovacího materiálu, je díky použitým postupům velmi nízká.

Druhým typem jsou aditivní techniky úpravy implantátu, při nichž se na povrch materiál naopak přidává. Radíme mezi ně např. plazmové sprejování titanem (Titanium Plasma Spraying, TPS) a povlakování různými materiály (nejčastěji hydroxyapatitem). Cílem je opět zlepšit biologické a fyzikální vlastnosti povrchu implantátu, který je v přímém kontaktu s kostí. Využívaných technik je velké množství, ale ne vždy je výsledkem čistý a rovnoměrný povrch. Problémem může být rovněž dlouhodobá stabilita těchto úprav a jejich odolnost vůči korozi (např. u povrchu implantátu povlakovaného hydroxyapatitem) [74] a také snazší retence plaku v místech eventuálního obnažení povrchu implantátu.

#### 1.2.1.2.2.1.1 Subtraktivní úprava povrchu pískováním

K úpravě strojově opracovaných hladkých (obrobených) povrchů se používá tryskování (blasted), resp. pískování (sand blasted). Touto technologií se vytváří makrodrsnost povrchu s jeho zvětšením asi 10krát a používá se např.  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$  nebo kalcium fosfátový prášek, přičemž na výsledný efekt má větší vliv zrnitost použitého materiálu než jeho typ. Nejvhodnější velikost je 180 až 220  $\mu\text{m}$ , částice nad 300  $\mu\text{m}$  již k dalšímu procentuálnímu zvyšování kontaktu mezi kostí a implantátem (BIC) nevedou [159]. V potaz je nutné brát i možné ovlivnění přesnosti závitů vlivem abraziva. Nevýhodou metody zůstává nebezpečí kontaminace

abrazivními částicemi, jakkoli je toto riziko nízké. Odstranění všech reziduí abraziva není vždy jednoduché a používá se k tomu zejména smáčení v kyselině.

#### **1.2.1.2.2.1.2 Subtraktivní úpravy povrchu chemickou cestou**

##### **1.2.1.2.2.1.2.1 Leptání v minerálních kyselinách**

Působením chemické látky se vytváří mikrodrsnost povrchu implantátu v rozmezí 1 až 10  $\mu\text{m}$  s konkávními nerovnostmi [180]. Tyto rozměry jsou příznivé, protože kostní hmota dobře proniká do nerovností o průměru 1 až 2  $\mu\text{m}$ . Leptání se provádí buď v kyselině chlorovodíkové (HCl), kyselině fluorovodíkové (HF), nebo v kyselině sírové (H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>). Může se použít na obrobek nebo na již upravený povrch např. pískováním. Jako výhodné se jeví rovněž to, že díky chemické modifikaci vzniká hydrofilní povrch implantátu, který je z hlediska interakce s okolní tkání vhodnější než hydrofobní.

##### **1.2.1.2.2.1.2.2 Alkalicky upravený povrch**

Alkalická úprava zajišťuje bioaktivní apatitovou vrstvu na povrchu implantátu, který může být již předpřipraven např. pískováním nebo přípravou ve vroucím roztoku Ca(OH)<sub>2</sub>. Takto připravovaný implantát se za fyziologických podmínek ponoří do simulované tělní tekutiny (Simulated Body Fluid, SBF) nebo přesyceného kalcium fosfátového roztoku (Supersaturated Calcium Phosphate Solution, SCPS) [68].

##### **1.2.1.2.2.1.2.3 Anodická oxidace**

Proces úpravy povrchu probíhá elektrolyticky v prostředí silných anorganických (minerálních) kyselin a vede k zesílení oxidové vrstvy za vzniku mikro nebo nanopórů v závislosti na koncentraci použité kyseliny a na hustotě, složení a teplotě elektrolytu. Velkou výhodou je možnost ovlivňovat tloušťku oxidové vrstvy použitým technologickým postupem.

##### **1.2.1.2.2.1.2.4 Fluoridace**

Působením kyseliny fluorovodíkové na povrch implantátu dochází k přidání fluoridových iontů, můžeme dosáhnout nejen mikrostrukturního, ale i nanostrukturního povrchu. Povrchy obohacené o fluoridové ionty mají větší kontakt kosti s povrchem (BIC). Fluoridové ionty rovněž mění kostní apatit na fluoroapatit [180] a je zde patrna zvýšená diferenciací osteoblastů (např. povrch OsseoSpeed<sup>TM</sup> firmy Astra Tech).

### **1.2.1.2.2.1.3 Aditivní úpravy povrchu povlakováním**

Tyto techniky nanášení bioaktivního materiálu na povrch implantátu mají zajistit přímou a mechanicky pevnou vazbu tohoto materiálu (a tím i celého implantátu) s kostní tkání. K povlakování se používá titan nebo syntetický hydroxyapatit  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , který se od toho lidského liší nejen krystalovou strukturou, ale i svým chemickým složením, protože neobsahuje ionty hořčíku, sodíku a ionty uhličitanové a chloridové [180]. Méně často se k povlakování využívá bioaktivní sklo nebo sklokeramika.

#### **1.2.1.2.2.1.3.1 Plazmové sprejování titanem**

Plazmové sprejování titanem (Titanium Plasma Spraying, TPS) dosahuje zvýšené drsnosti přidáním materiálu na povrch implantátu. Tato technika je založena na předávání energie mezi proudem plazmatu a v ochranné argonové atmosféře se nacházejícím titanem, který je následně při vysoké teplotě roztaven a strháván k povrchu implantátu v tloušťce asi 30 až 40  $\mu\text{m}$ . Tato dříve hojně používaná metoda je dnes již obsolentní.

#### **1.2.1.2.2.1.3.2 Plazmové sprejování hydroxyapatitem**

Nejčastější metodou povlakování je plazmové sprejování hydroxyapatitem, které vytváří na povrchu implantátu vrstvu od 50  $\mu\text{m}$  výše. U silnější vrstvy (přes 200  $\mu\text{m}$ ) však výrazně stoupá riziko výskytu prasklin povlaku, přičemž klesá pevnost BIC [194]. Další nevýhodou silnější vrstvy je možné uvolňování částic povlaku z povrchu implantátu, k němuž může docházet např. v důsledku tření při jeho zavádění [38, 39].

Nevýhody plazmového sprejování vedly k rozpracování dalších metod nanášení kalcium fosfátové vrstvy na povrch implantátu, jako je např. biomimetická modifikace povrchu nebo metoda nanášení tenkých vrstev, které umožňují dosáhnout výšky vrstvy v řádu jednotek mikrometrů.

#### **1.2.1.2.2.1.3.3 Biomimetická modifikace povrchu**

Principem metody je tvorba bioaktivní apatitové vrstvy na povrchu vzniklá jeho ponořením do simulované tělní tekutiny (SBF) nebo přesyceného kalcium fosfátového roztoku (SCPS) za fyziologických podmínek, tj. teploty 37 °C a neutrálního pH. Ke zlepšení kvality vzniklého povrchu se doporučuje před vlastní biomimetickou modifikací ponořit implantát do vroucího roztoku  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ , což by mělo napomoci tvorbě základní amorfni vrstvy, z níž se následně vytvoří krystalická kalcium fosfátová fáze [16, 187]. Je prokázáno, že přítomnost nestabilní rozpustné amorfni fáze hydroxyapatitu příznivě působí v počátečních stádiích hojení, kdy resorbovaný hydroxyapatit je částečně nahrazován vrůstající kostní tkání [31, 138]. Z dlou-

hodobého hlediska však rychlá resorpce hydroxyapatitu může vést ke ztrátě fixace, a proto je výhodnější povrch s krystalickou kalcium fosfátovou vrstvou. Velkou předností této technologie je možnost přidávat na povrch další biologicky aktivní látky podporující oseointegraci.

#### **1.2.1.2.2.1.3.4 Metody nanášení tenkých vrstev**

##### **1.2.1.2.2.1.3.4.1 Povlakování metodou sol-gel**

Sol-gelové metody jsou postupy přípravy skelných, skelně krystalických nebo krystalických materiálů. Mohou být hydrolytické nebo bezvodé, podstatou je homogenizace roztoku výchozích složek na sol, a poté na gel, přičemž se jejich homogenita nemění. V dentální implantologii se metoda používá k nanášení kalcium fosfátu ve formě tenkých vrstev a při této úpravě povrchu implantátu můžeme dosáhnout vrstvy o tloušťce 1  $\mu\text{m}$ . Technika je založena na přípravě koloidní suspenze (solu) obsahující kalcium fosfátové prekurzory, do které se ponoří implantát. Následně je suspenze převedena na viskózní gel a posléze na pevný materiál. Vznik požadované bioaktivní vrstvy se poté zajišťuje sušením ve vakuu [148]. I tato metoda umožňuje inkorporovat různé další biologicky aktivní látky na povrch implantátu.

##### **1.2.1.2.2.1.3.4.2 Povlakování iontovým paprskem (Ion Beam Assisted Deposition, IBAD)**

Metoda IBAD je vakuový proces povlakování za pomoci iontových paprsků, kdy materiál povlaku vytvoří na podkladu tenkou vrstvu. Následně je vrstva periodicky nebo nepřetržitě „bombardována“ částicemi o vysoké energii a tento proces ovlivňuje následnou nukleaci, růst a vlastnosti daného povlaku [99].

##### **1.2.1.2.2.1.3.4.3 Povlakování pulzním laserem (Pulsed Laser Deposition, PLD)**

Povlakování pulzním laserem je principiálně podobné metodě využívající iontový paprsek, ale k uvolňování kalcium fosfátu z terče dochází po dopadu laserového paprsku. Vše se děje ve vakuu a vzniklý plazmový oblak následně dopadá na povrch implantátu, na kterém kondenzuje, tím se dosahuje požadované tenké vrstvy na jeho povrchu. Nevýhodou PLD může být vznik drobných kapiček způsobujících nehomogenitu povrchu a také to, že bez vhodného zahřátí podkladu nedojde k vytvoření krystalické apatitové vrstvy, ale pouze amorfni vrstvy na nanášeném povrchu. K úpravě povrchu na krystalickou formu je tedy nutno dodatečně zahřát povrch na 300 °C [34].

##### **1.2.1.2.2.1.3.4.4 Pulzní magnetronové naprašování (Pulsed Magnetron Sputtering, PMS)**

Princip PMS je podobný dvěma předchozím technikám. Ve vakuu vzniká elektrický výboj, který následně hoří v argonu, a vzniklé ionty plynu rozprašují z terče uvolněné částice smě-

rem k substrátu. Přítomné magnetické pole způsobuje pohyb elektronů po šroubovici, čímž se zvyšuje pravděpodobnost ionizace dalších atomů argonu. Přínosem metody povlakování je snížení tloušťky kalcium fosfátového povlaku, což vede k výrazné eliminaci rizik spojených s výskytem defektu povrchu implantátu, především po jeho zatížení. Rovněž způsobuje snížení možných zbytkových napětí, která vznikají uvnitř případné vyšší vrstvy a mohla by vést ke vzniku trhlin na rozhraní povlaku a substrátu [187].

#### **1.2.1.2.2.1.3.5 Povlakování bioaktivním sklem nebo sklokeramikou**

Povlakování bioaktivním sklem nebo sklokeramikou se dnes používá jen minimálně. Pokud se výrobci k této technologii povlakování rozhodnou, používají především materiály na bázi  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$  a dalších složek, např.  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{CaF}_2$  a  $\text{MgO}$ . Povlakování lze provádět stejnými technikami jako u hydroxyapatitu, ale ani zde se nelze vyhnout možným komplikacím souvisejícím s porušením povlaku během výrobního procesu. Tyto problémy spočívají zejména v nedokonalé adhezi mezi bioaktivním sklem nebo sklokeramikou a substrátem s následným vznikem trhlin s odlupováním povlaku. Příčinou tohoto jevu je rozdílný koeficient tepelné roztažnosti a modulu pružnosti povlaku a kovového substrátu. Výrobci se snaží problému vyhnout například přidávkem hydroxyapatitu a optimalizací procesu tavení a nanášení [58, 59, 151].

#### **1.2.2 Makrodesign implantátu**

Implantáty svým makrodesignem ovlivňují okolní kost jak v pozitivním, tak i v negativním smyslu. 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.

„Stress shielding“ efekt byl poprvé pozorován u kyčelních náhrad a jde o reakci okolní kosti na mechanické stimuly. Je zřejmé, že zvýšené zatížení rozhraní implantát – kost má za následek častější uvolnění implantátu, jeho kratší životnost a horší dlouhodobý výsledek. V roce 1892 Wolff [193] popsal změny, které jsou vyvolány ve struktuře kostí vnějšími silami: **„Každá změna ve funkci a formě kosti vede k nevratným změnám v interní struktuře kosti samotné.“** Nejdůležitější součástí tohoto zákona je hypotéza o trajektorii a adaptačním modelování. Hypotéza o trajektorii popisuje shodu uspořádání trámčité struktury kosti s rozložením izoploch výsledného napětí, pod pojmem adaptační modelování chápeme změny tvaru a struktury kosti v důsledku působení vnějších sil.

Na Wolffovy zákony navázal v 60. letech 20. století Harold Frost svými experimenty, na základě kterých založil „mechanostat hypotézu“ (název cíleně zvolil podobný se slo-

vem termostatem, který ke svojí funkci rovněž využívá zpětné vazby). Tato Frostova teorie modelace a remodelace kosti vychází z míry deformace, jež je akumulovaná v kostní tkáni a umožňuje pochopit klinické a experimentální pozorování změn probíhajících v kostech [45, 46, 47]. Proces biomechanické adaptace je řízen a kontrolován zpětnou vazbou, která na základě zatížení určuje, jestli je nutno kostní hmotu přidat nebo ubrat [77, 80]. Hranicí mezi jednotlivými stádii je tzv. minimální efektivní přetvoření (Minimally Effective Strain). Pokud je kostní tkáň deformovaná méně než 800 mikrostrain (jednotka deformace), pak stimuly jsou zanedbatelné pro tvorbu kostní tkáně a v případě zubního implantátu dojde k jeho uvolnění. V rozmezí 800 až 1000 mikrostrain se nachází adaptační fáze, kdy tvorba nové kostní tkáně je v rovnováze s jejím odbouráváním. Nad limit 1500 mikrostrain již dochází k nadměrné tvorbě kostní tkáně s tendencí k lomu [48, 81, 131, 184].

Do makrodesignu řadíme délku a průměr implantátu, dále tvar implantátu a typ použitého závitu. Všechny tyto veličiny ovlivňují okolní kost.

### **1.2.2.1 Délka a průměr implantátu**

Délka a průměr implantátů se navzájem ovlivňují [146, 156, 173, 182]. Délky běžně vyráběných implantátů jsou v rozmezí od 4 do 20 mm, výjimečně delší, jako např. zygoma implantáty. Nejčastěji užívané rozměry jsou pak mezi 10 a 14 mm.

Novým trendem, jak se vyhnout náročnějším operačním postupům často s nejistým výsledkem, je zkracování délky implantátů. Na trh se proto dostávají tzv. krátké (8 až 10 mm) nebo ultrakrátké implantáty (4 až 8 mm), které své úspěšné fungování zakládají na monokortikálním ukotvení a co největším průměru (5 až 6 mm).

Vhodný průměr implantátu se řídí kvalitou a kvantitou kosti, typem protetické náhrady, estetickými (emergence profile) a biomechanickými hledisky. V zásadě rozlišujeme implantáty se zmenšeným průměrem (narrow,  $\leq 3,6$  mm), běžným průměrem (regular, 3,7 až 4,4 mm) a zvětšeným průměrem (wide,  $\geq 4,5$  mm). V ideálním případě by měl být celý povrch implantátu obklopen alespoň 1 mm kosti.

U pacientů s úzkým alveolárním hřebenem nebo s mezerou v meziodistálním rozměru menší než 7 mm, jsou indikovány narrow implantáty a lze se tak vyhnout dalším ortodontickým a chirurgickým zákrokům, jako je např. transplantace kosti nebo řízená tkáňová regenerace. Naproti tomu v postranním úseku bývá výška kosti často nedostatečná, i když šířka alveolárního výběžku může být větší než 7 mm. Krátké implantáty o zvětšeném průměru skýtají větší kotevní plochu než standardní implantáty a mohou též umožnit vyhnout se augmentačnímu výkonu.

Kotvící plocha a odolnost proti fraktuře je však u implantátů se zmenšeným průměrem nižší a podle klinických výzkumů průměr implantátu pod 3,25 mm nezajišťuje jeho dostatečnou pevnost. Firma Nobel Biocare počátkem devadesátých let dala na trh implantát o průměru 3 mm a tato 20% redukce průměru z původních 3,75 mm snížila odolnost proti fraktuře implantátu o 50 %. Naproti tomu odolnost proti fraktuře u implantátu o průměru 5 mm je ve srovnání se standardním implantátem zvýšena třikrát.

Při srovnání stejných délek je nespornou výhodou, že větší průměr přináší větší celkový povrch implantátu, a tím je ovlivněn přenos vnějších sil přes implantát na okolní kost, přičemž napětí na rozhraní implantát – kost se s rostoucím průměrem snižuje. Za pomoci 2D matematických modelů Matsushita a kol. [116] zjistili, že průměr implantátu je zásadní pro rozložení působícího tlaku na okolí. Himmllová a kol. [65] využitím 3D matematických modelů porovnávali vliv délky a průměru implantátu a dospěli k závěru, že průměr má důležitější roli v distribuci působících sil než délka implantátu. Ke stejným závěrům dospěli i Petrie a kol. [146], kteří rovněž využili metodu konečných prvků. Naproti tomu Block a kol. [20] na pokusech se psy s implantáty různých délek a průměrů zjistili, že zatímco krouticí moment proporcionálně stoupá s délkou implantátu, odolnost proti vytažení (pull out test) zůstává konstantní a je nezávislá na průměru implantátu.

V dnešní době již délka implantátu nemá takový význam (zejména ve vysoce kvalitní kosti) a pro optimální přenos tlaku z implantátu na kost hraje mnohem větší roli jeho průměr. Miyamoto a kol. [127] prokázali přímou korelaci mezi tloušťkou kortikální kosti a měřením primární stability implantátu pomocí rezonanční frekvenční analýzy, délka implantátu pak nebyla důležitá. Avšak v méně kvalitní kosti si délka implantátu stále zachovává svůj pozitivní vliv na proces optimalizace přenosu žvýkacích sil na okolní kost.

### **1.2.2.2 Tvar implantátu**

Za osmdesát let hledání nejlepšího tvaru implantátu (od patentu Greenfielda v roce 1901 až do oficiálního přijetí šroubového implantátu v roce 1982 na kongresu v Torontu) se postupně objevila celá řada různých více či méně úspěšných designů [100, 160], z nichž se jen některé udržely do dnešní doby. Patří sem válcové implantáty, čepelkové implantáty (blades), subperiostální implantáty, dále transmandibulární a bikortikální implantáty. Z novějších designů se jedná o tuberální a pterygoidní implantáty, dále o zygoma implantáty, provizorní implantáty, miniimplantáty a kotevní implantáty používané v ortodontii [1, 4, 180]. Válcové (rotačně symetrické, root form) implantáty dnes v nabídkách implantologických firem dominují. Poprvé je zavedl v roce 1965 prof. Brånemark a postupně byly navrhovány jako šrouby, cylindry ne-

bo duté válce. Dnes se využívají pouze první dvě skupiny, i když rozdíl mezi šroubovým typem a cylindrickým není zásadní, často se označují jako závitové a bezzávitové implantáty. Cylindrické bezzávitové implantáty byly jednoduché na zavádění, ale neumožňovaly okamžitě zatížení díky nízké primární stabilitě.

Dalšími variantami rozšiřujícími již tak pestrou škálu geometrií válcových implantátů jsou různé doplňkové otvory, rýhy, drážky a stupínky. Existují i válcové implantáty, jež se mají po implantaci roztáhnout ve své apikální části do okolní kosti.

Design válcového implantátu si můžeme rozdělit na **I) obecný design** a **II) detailní design**, do kterého patří:

**a) oblast spojení implantátu a abutmentu**

**b) patková část**

**c) krčková část**

**d) tělo implantátu**

**e) apikální část**

### **I) obecný design**

Do obecné části řadíme geometrii implantátu, kdy šroubovitá fixtura je rotačně symetrická (straight). Na základě výzkumu [139, 140] se začíná v posledních letech používat rotačně symetrická geometrie zužující se k apexu (tapered), (obr. 3 a, b).



**Obr. 3 a, b.** Zužující se implantát (tapered):

a) schematicky v nákresu (autor obrázku

b) reálný tvar se závitů (f. Lasak)

Gustav Hýbner)

Každý z typů má své výhody, jež se uplatní zejména při inzerci do rozdílných kvalit kosti, která je nejčastěji kategorizována podle klasifikace Lekholma a Zarba (1995) jako typ D1, D2, D3 a D4 (tab. 2).

typ	charakteristika	výskyt
D1:	téměř výhradně jen kompakta	frontální oblast mandibuly
D2:	silná kompakta a kvalitní spongióza	frontální oblast maxily a mandibuly, laterální oblast mandibuly
D3:	slabá kompakta a kvalitní spongióza	frontální a laterální oblast maxily, laterální oblast mandibuly
D4:	tenká kompakta s nekvalitní spongiózou	oblast tuberů maxily

**Tab. 2.** Klasifikace kvality kosti podle Lekholma a Zarba

Straight implantát je výhodnější do vysoce kvalitní kosti (D1, D2), kdežto tapered implantát dosahuje i v málo kvalitní kosti (D3, D4) vysokých hodnot primární stability [140], ale jeho schopnost průniku přes kompaktu (bez použití závitníku) je horší.

Z dalších možností se v praxi setkáváme např. s konickou (conical), vejcovitní (ovoid), trapezoidní (trapezoidal) nebo stupňovitou (stepped) geometrií.

## II) detailní design

### a) oblast spojení implantátu a abutmentu

Bez spolehlivého spojení implantátu s abutmentem nemůže dvoudílný implantát dlouhodobě kvalitně fungovat. Jedná se o externí (zevní) nebo interní (vnitřní) spojení, může být rotační nebo antirotační, s variantami ve výšce a šířce jednotlivých charakteristik. Rozdíl mezi zevním a vnitřním spojením je v tom, kde se nachází antirotační element mající nejčastěji tvar vícehranu (bývá zejména hexagonální, méně často oktogonální), tvar zásuvky nebo kužele. Spojení je pružné (resilience) nebo nepružné (nonresilience) a je umožněno zasunutím po tupých hranách (butt joint) nebo po skosených hranách (bevel point). K usazení abutmentu pak dochází buď na principu vklouznutí (slip-fit joint), nebo na principu tření (friction-fit joint) [139].

Nejlepším, v současnosti nejvíce vyráběným typem, je vnitřní kónické spojení (s konicitou od 1,5° až k 12,25° podle různých výrobců) se šterbinou jen 1 až 3 μm, přičemž třecí síla vytváří velice pevné spojení s minimálními mechanickými nároky na fixační šroub.

### b) patková část

Patková část (implant flange) bývá rozšiřující se (wider), přímá (straight) nebo nálevkovitá (flared flange) a liší se různou výškou a šířkou.

V poslední době se přechází od řešení, kdy implantát i abutment v místě spojení byly spárované a měly stejný rozměr (matched), k dosedu s rozdílným průměrem ve smyslu zúžení

abutmentu (switched). Hlavní výhodou je posunutí štěrbinu mezi abutmentem a implantátem dále od marginální kosti. Je prokázáno, že toto posunutí (minimální rozdíl poloměrů musí být 0,4 mm) omezuje vznik nálevkovité resorpce marginální kosti právě tím, že kolonizovaná mikrospára je dále od rozhraní implantát – kost a současně při dostatečné výšce měkké tkáně (biologická šíře) dojde k jejímu rozšíření i v horizontální rovině.

### c) krčková část

Jedná se o mechanicky nejvíce namáhanou a technicky velice složitou část fixtury. Existuje celá řada variant mající za cíl dosažení co nejlepšího spojení povrchu implantátu s kostí a sliznicí v okolí implantátu.

Krčková část tak může být se závitem (micro-threaded nebo macro-threaded) nebo bez závitu (non-threaded) [84], povrch může být strukturovaný stejně jako implantát nebo leštěný. Výška leštěného transmukózního krčku má obvykle rozměry mezi 1,5 a 3,0 mm. Každý z tipů má své výhody a nevýhody a je jen na výrobcí, jakou variantu použije.

### d) tělo implantátu

Ve vztahu k alveolárnímu hřebeni a ke slizničnímu krytu může být tělo implantátu dvoufázové, kdy okraj implantátu je v úrovni nebo lehce pod okrajem okolní alveolární kosti (bone level), či jednofázové, u kterého krčková část prochází sliznicí (tissue level). Variantou jednofázových implantátů jsou jednodílné implantáty, kdy abutment a fixtura jsou vyrobeny z jednoho kusu materiálu (obr. 4, 5).



**Obr. 4.** Jednodílné implantáty z aluminiumoxidové keramiky, tzv. safírové implantáty (fotografie ze sbírky implantátů autora)



**Obr. 5.** Jednodílný titanový implantát (NobelDirect, f. Nobel Biocare, foto autor)

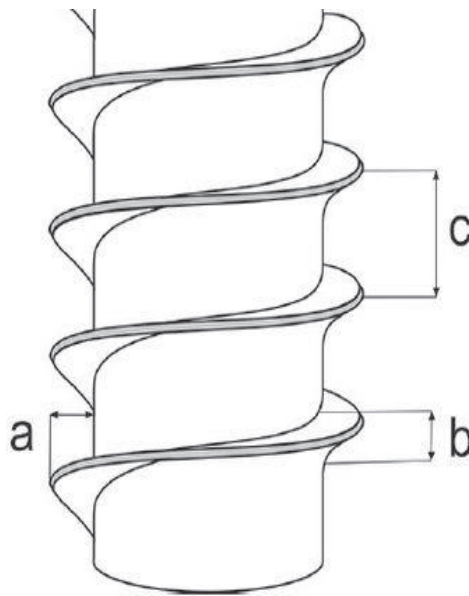
### e) apikální část

Apikální část někdy bývá rovněž závitovaná a mnohé implantáty jsou tedy charakterizovány jako samořezné, přičemž její zakončení může být do „V“ („V“ shaped) nebo rovné (flat) či oblé (curved apex). Někdy je vzhled doplněn jamkami a otvory, přímo ve vrcholu se může nacházet dutina (apical chamber).

### 1.2.2.3 Závity implantátu

Kromě materiálových vlastností implantátu je mechanický přenos zatížení z implantátu na okolní kost (mechanická kompatibilita) ovlivněn také typem a parametry použitého závitu. Mezi základní charakteristiky patří (obr. 6, 7):

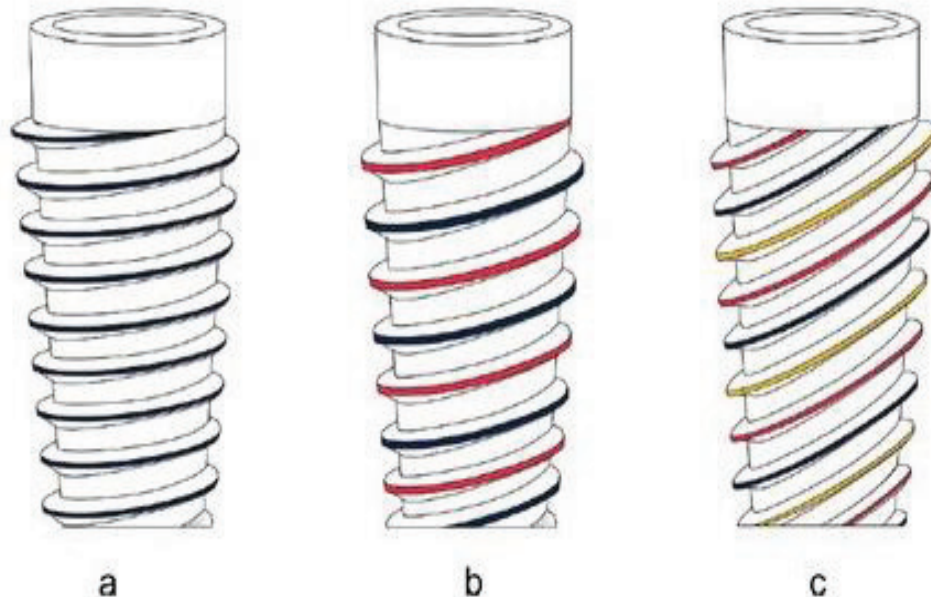
- a) hloubka závitu
- b) šířka závitu
- c) rozteč závitu
- d) stoupání závitu



**Obr. 6.** Základní charakteristiky závitu; a) hloubku závitu, b) šířku závitu, c) rozteč závitu (autor obrázku Gustav Hýbner)

Hloubka je dána rozdílem vnitřního a vnějšího průměru závitu a s její velikostí roste kontaktní plocha pro přenášení mechanického zatížení do kosti. Šířka závitu je definována jako největší vzdálenost měřená na protilehlých stranách závitu v osovém řezu. V případech nekonstantní šířky závitu se její rozměr měří na středním průměru závitu nebo na jiném, vhodně definovaném průměru. Rozteč závitu udává vzdálenost mezi dvěma závity měřenou na stejně orientovaných plochách závitu. Stoupání závitu vyjadřuje vztah mezi otočením implantátu o 360 stupňů a výsledným apikálním posuvem. Existují implantáty, jež obsahují závity tak, že otočení o 360 stupňů není rovno rozteči závitu, ale jejímu násobku. Podle toho se implantáty dělí na jednoduché, dvojitě a trojitě (obr. 7). Údaj pak nekvalifikuje implantát z hlediska počtu závitů, ale pouze z hlediska úhlu stoupání [2].

Tento princip se v implantologii často využívá. Dvojitý, případně trojitý závit lze rychleji zavést do kosti, dosahuje snáze vysokého krouticího momentu, ale s vyšším počtem závitů stoupá riziko tzv. zamrznutí implantátu, tedy stavu, kdy fixtura během inzerce ještě nedosáhla finální polohy, ale již s ní nelze bez rizika mechanického porušení žádným směrem pohnout [180].



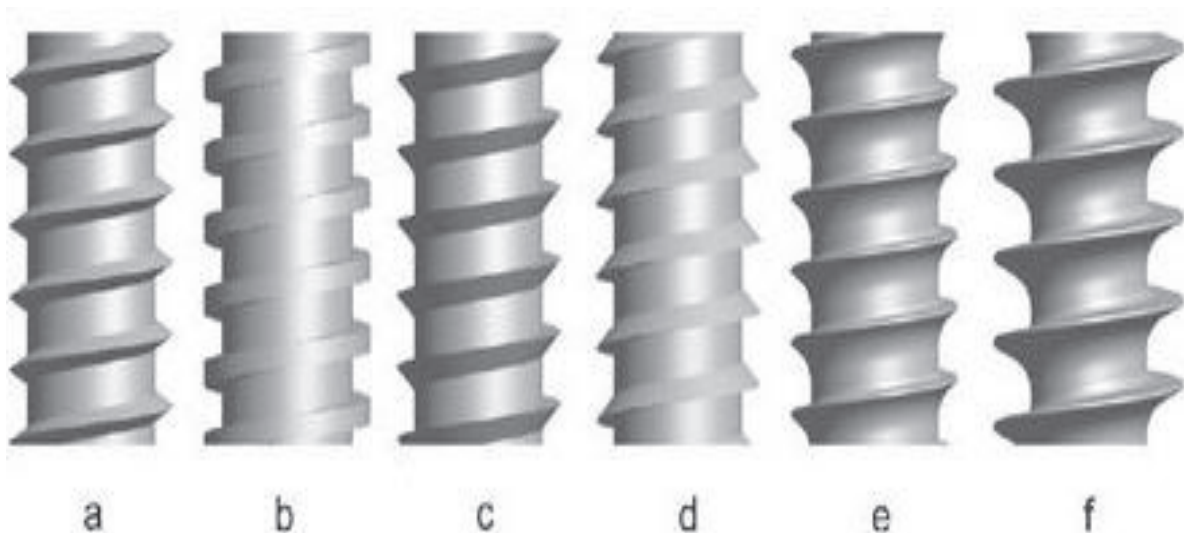
**Obr. 7.** Stoupání závitu: a) jednoduchý závit b) dvojitý závit c) trojitý závit (autor obrázku Gustav Hýbner)

Rozeznáváme čtyři základní typy závitů:

- a) metrický
- b) plochý
- c) pilovitý
- d) obrácený pilovitý

a dále dva modifikované tvary podle normy ISO/TC 150:

- e) ISO Shallow HA kortikální
- f) ISO Deep HB spongiózní (obr. 8).



**Obr. 8.** Základní typy závitů; a) metrický, b) plochý, c) pilovitý, d) obrácený pilovitý, e) ISO Shallow HA kortikální a f) ISO Deep HB spongiózní (autor obrázku Gustav Hýbner)

Metrický závit je obecně nejčastěji používaným závitem s vrcholovým úhlem 60 stupňů a může být s hrubou nebo jemnou roztečí, přičemž jemný závit je odolnější vůči vibracím. Plochý závit má profil ve tvaru čtverce a nejčastěji se používá v posuvném vedení. Výhodou tohoto závitu je jeho vysoká mechanická účinnost, velkou nevýhodou je jeho výrazně dražší výrobní technologie. Pilovitý závit je používán zejména pro posuvná vedení, která musejí přenášet velké síly v jednom směru. Obrácený pilovitý závit se liší od závitu pilovitého pouze orientací čela závitu. Závit ISO Shallow HA je speciálně navržen pro kortikální kost a ISO Deep HB je designován pro spongiózní kost.

Vztahem mezi parametry závitu a rozložením intenzity napětí v kosti se dnes zabývá řada studií a ve většině případů je k posouzení tohoto vztahu použita metoda konečných prvků [60, 69, 75, 95, 104, 111, 185, 195]. Obecně se doporučuje přizpůsobit hloubku závitu implantátu hustotě okolní kosti. V apikální části je proto ideálnější hlubší závit, který jde snadno zavést do spongiózní kosti, v oblasti kortikální kosti se doporučuje implantát opatřit mělkým závit. Využitím vhodného typu závitu při návrhu dentálního implantátu lze zvýšit stabilitu implantátu a rovněž lze zvětšit kontaktní plochu mezi kostí a implantátem. Hansson a Werke [62] provedli analýzu tvaru závitu na rozložení napětí pomocí jeho standardizovaných rozměrů. Uvádějí, že jemné závitové spojení je efektivnější než hrubé závitové spojení. Lee a kol. [98] se zabývali rozložením kontaktní plochy a napětí pro metrický, čtvercový a pilovitý závit. Největší kontaktní plocha vzniká u čtvercového závitu, následuje pilovitý a metrický závit. Při shodných parametrech závitů (rozteč 0,80 mm) je kontaktní plocha pilovitého závitu o 3,76 % menší než u čtvercového závitu a plocha metrického závitu je o 7,52 % menší než u

čtvercového závitů. S rostoucí kontaktní plochou tedy klesá napětí na rozhraní implantátu a kosti. Ao a kol. [13] provedli citlivostní analýzu při zatížení v dlouhé ose implantátu. Cílem bylo nalézt nejvhodnější hloubku závitů (analyzovali její rozměry od 0,20 mm do 0,60 mm) a jeho šířku (rozmezí bylo od 0,10 mm do 0,40 mm) s konstantní roztečí 0,80 mm. Vypočítali, že při axiálním zatížení je optimální hodnota hloubky závitů implantátu podle typu kosti rozdílná. Pro kortikální kost je  $\leq 0,23$  mm nebo  $\geq 0,42$  mm. Pro spongiózní kost platí, že ideální hloubka závitů je  $\geq 0,40$  mm. Optimální hodnota šířky závitů pro kortikální kost je  $\leq 0,23$  mm nebo  $\geq 0,34$  mm. Pro spongiózní kost platí, že ideální hodnota šířky závitů je  $\leq 0,23$  mm nebo  $\geq 0,37$  mm. Jako jednoznačný výsledek prezentují to, že hloubka závitů ovlivňuje mechanickou kompatibilitu více než jeho šířka. Kong a kol. [89] provedli analýzu vlivu rozteče závitů na koncentraci napětí. Zjistili, že na změnu rozteče více reaguje spongiózní kost než kost kompaktní. Ideální poměr mezi primární stabilitou a úrovní napětí v kosti je podle autorů při hodnotách rozteče 0,75 až 0,80 mm. Její vliv se ukázal zejména v oblasti spongiózní kosti, kdy je možno docílit vhodnou volbou zmenšení napětí až o 55,2 % při axiálním zatížení a až o 22,4 % v případě vestibuloorálního zatížení. Ma a kol. [110] porovnávali různé úhly stoupání závitů při jejich shodné rozteči 0,80 mm. Z hlediska primární stability se ukázalo, že nejvhodnější je implantát s jednoduchým závitěm. Jako nejhorší se pak jevílo trojzávitové řešení. Merdji a kol. [120] ve shodě se všemi autory poukazují, že rovněž směr zatížení má významný vliv na rozložení napjatosti v implantátu a kosti.

### 1.3 Stabilita implantátu

Stabilita implantátu je míra klinické imobility implantátu a je považována za nepřímý údaj o oseointegraci. Při zatížení i klinicky stabilní implantát vykazuje na mikroúrovni určitou mobilitu, například při bočním působení síly, ale vrátí se do své původní polohy, jakmile je zatížení odstraněno. Je tedy zřejmé, že stabilní implantát může vykazovat různý stupeň stability (neboli odolnosti vůči zatížení) v závislosti na celé řadě faktorů týkajících se designu implantátu, místa implantace a použité chirurgické techniky [3, 122, 128].

Rozeznáváme dva typy stability (primární a sekundární) a mezi hlavní faktory ovlivňující stabilitu implantátu patří zejména mechanické vlastnosti kostní tkáně v místě implantace, kvalita zavedení implantátu do kosti a kvalita následného spojení povrchu implantátu s kostí.

Mechanické vlastnosti kosti jsou určeny jejím složením v místě implantace a během vhojování se mohou zvýšit. Platí to zejména pro měkkou trabekulární kost, která se vlivem operačního výkonu může změnit v kortikální kost v okolí povrchu implantátu. Správná chirurgická

technika a vhodný design implantátu pak ovlivní kvalitu rozhraní implantát – kost a následně i oseointegraci implantátu [183].

### 1.3.1 Primární a sekundární stabilita implantátu

Primární stabilita je absence mobility v kostním lůžku po vložení implantátu a je podmíněna kvalitou a kvantitou kosti [88, 128, 158], chirurgickou technikou, zkušeností chirurga a designem implantátu. Primární stabilita klesá během prvních 3 až 6 týdnů, teprve poté se opět zvyšuje až do definitivní úrovně. Sekundární stabilita je ovlivněna primární stabilitou a dále závisí na kostní modelaci a remodelaci a povrchu implantátu (tab. 3).

<b>Faktory ovlivňující stabilitu implantátu:</b>
<b>primární stabilita</b>
-kvalita a kvantita kosti
-zkušenosti chirurga a použitá chirurgická technika
-implantát a jeho délka, průměr, povrch a jeho geometrie
<b>sekundární stabilita</b>
-primární stabilita
-kostní modelace a remodelace
-charakteristiky povrchu implantátu

**Tab. 3.** Faktory ovlivňující primární a sekundární stabilitu implantátu

### 1.3.2 Metody používané k ověření stability implantátu

K ověření stupně stability implantátu se používá celá řada metod (tab. 4), které můžeme rozdělit na invazivní (narušují nebo mohou narušit proces oseointegrace) a neinvazivní [121]. Mezi invazivní metody patří histologické a histomorfometrické hodnocení, analýza odporu při vytváření závitu, utahovací a vytáčecí momentová zkouška a vytahovací test. Narozdíl od všech ostatních invazivních metod, histologické a histomorfometrické hodnocení posuzuje kromě stability i kvalitu oseointegrace.

Mezi neinvazivní metody patří RTG vyšetření a teoretická a experimentální modální (vibrační) analýza.

<b>METODY</b>	před OP	během OP	po OP	neinvazivita	objektivita
- histologická analýza	+++	++	---	---	+++
- analýza odporu při vytváření závitů	x	+++	x	-	+
- utahovací momentová zkouška	x	+++	++	-	++
- vytáček momentová zkouška	x	++	+	--	+
- vytahovací test	x	++	+	--	+
- RTG snímek	+++	++	+++	+++	++
<b>teoretická modální (vibrační) analýza</b>					
- metoda konečných prvků	++	x	x	+++	++
<b>experimentální modální analýza</b>					
- perkusní test	x	++	++	++	-
- měření tlumicí kapacity	x	++	++	+++	++
- rezonanční frekvenční analýza	x	+++	+++	+++	+++
- oscilace pulsní vlnou	x	+++	+++	+++	+
vysvětlivky:					
+ - vhodnost provedení metody					
x nemožnost provedení metody					

**Tab. 4.** Diagnostické metody používané k ověření stability implantátu

### 1.3.2.1 Histologická a histomorfometrická analýza

Histologická metoda vyžaduje vynětí implantátu i s okolní kostí, ale díky tomu můžeme získat objektivní informace o stavu a kvalitě kosti. Nevýhodou je, že mikroskopický obraz neposkytuje informace o fyzikálních vlastnostech kosti, jako je například tuhost kolem implantátu, které také mají mít vliv na stabilitu implantátu [5]. Z tohoto důvodu a z důvodu její invazivity je použitelnost metody v každodenní praxi nulová a využívá se jen při experimentech na zvířeti. Nevýhodné také je, že výsledky máme k dispozici až za několik dní, rovněž dodatečné finanční náklady nejsou zanedbatelné.

Bone implant contact (BIC) vyjadřuje v procentech velikost povrchu implantátu, která je v bezprostředním kontaktu s kostí. Ke stanovení procentuálního podílu BIC se používá histomorfometrická analýza [18], ale BIC nemá lineární korelaci se stabilitou implantátu zjišťovanou pomocí rezonanční frekvenční analýzy. Je to proto, že Youngův modul pružnosti vyjadřuje tuhost kosti a měření stability implantátu pomocí rezonanční frekvenční analýzy je jím ovlivněno. Pouze tedy v případě, že primární kvalita kosti je nízká (a tudíž i tuhost kosti je nízká), zvýšení BIC s probíhající oseointegrací (a se zvyšujícím se Youngovým modulem pružnosti) koreluje s naměřenými hodnotami stability pomocí rezonanční frekvenční analýzy.

Změny hustoty kosti a BIC u úspěšně se vhojujících implantátů prokázali Melsen a Costa [119] studiem zavedených implantátů u primátů. Zjistili nárůst BIC z 21 % po jednom měsíci až na 60 % po šesti měsících. Rovněž hustota kosti se v průběhu času zvýšila z 8 % v prvním měsíci až na 50 % v šestém měsíci.

#### **1.3.2.2 Analýza odporu při vytváření závitů (Cutting Torque Resistance Analysis)**

Analýzu odporu při vytváření závitů poprvé popsali Johansson a Strid [83] a později ji zdokonalil Friberg [43]. Podstatou metody je měření energie ( $J/mm^3$ ) vyvinuté elektromotorem k odstranění určitého objemu kosti v průběhu přípravy štolky pro implantát a tato naměřená hodnota významně koreluje s kvalitou kosti [41, 42, 44]. Pozitivem je možnost používat metodu v každodenní praxi během vlastního chirurgického zákroku. Nevýhodami techniky je nesporný vliv tlaku ruky vyvinuté operátorem na násadec a také to, že kvalitu kosti zjišťujeme až při vlastní implantaci. Rovněž nemůžeme posoudit změny kvality kosti v různých místech vytvářené štolky pro implantát.

#### **1.3.2.3 Utahovací momentová zkouška**

Oproti předchozí technice jsou hodnoty utahovacího momentu (udávají se v Ncm) v praxi používány k určení primární stability implantátu, k posouzení jeho stability při fixaci abutmentu a umožňují porovnávat různé designy mezi sebou. Nevýhodou techniky je nemožnost sledování průběhu oseointegrace. Velmi nízké hodnoty utahovacího momentu pod 5 Ncm mohou predikovat špatnou primární stabilitu, a tím i velkou pravděpodobnost následného selhání implantátu. Pocit dobré stability z vysokého zaváděcího momentu (mezi 50 až 60 Ncm) často souvisí s tím, že implantát se již dále nedá zavést a např. konické tvary implantátů, jež poskytují pevný dohled, mohou umocňovat možné falešné vnímání vysoké stability. Hodnoty utahovacího momentu nad 60 Ncm pak velice často způsobují poškození kosti na rozhraní implantát – kost vlivem ischemie a ve svém důsledku tak mohou vést k následnému selhání implantátu.

Je známo, že se zvyšující se tloušťkou kortikální kosti se zvyšuje hodnota krouticího momentu při zavádění a Lim a kol. [105] prokázali, že s rostoucí délkou a průměrem implantátu se krouticí moment zvyšuje.

#### **1.3.2.4 Vytáčecí momentová zkouška (Reverse Torque Test)**

Vytáčecí reverzní momentová zkouška, navržená Robertsem a kol. [155] a rozpracovaná Johanssonem a Albrektssonem [82], zjišťuje hranici, od níž by již bylo zrušeno spojení implantátu s kostí, čili nám dává informace o stupni BIC. Implantáty, které se uvolnily při použití

určeného silového momentu, jsou tedy považovány za selhávající. Dolní hodnotu vytáčetího momentu akceptovatelnou při hodnocení úspěšnosti oseointegrace navrhovali Sullivan a kol. 20 Ncm [178].

Nevýhodou zkoušky je, že nehodnotí, jak kvalitní oseointegraci došlo, ale pouze jestli implantát selhal nebo ne. Dalším velkým záporem této techniky je, že při zjišťování vytáčetího momentu by mohlo dojít k narušení výsledné oseointegrace v důsledku nevratné plastické deformace kosti v okolí implantátu, na což již upozorňoval Brånemark. Proto se dnes od této techniky v klinické praxi ustoupilo a používá se již jen v experimentech.

#### **1.3.2.5 Vytahovací test (Pull Out Test)**

Vytahovací test je zkouška stability a oseointegrace založená na v dlouhé ose implantátu působící síle, ale v opačném směru než byl zaváděn [72, 161]. Chapman a kol. [73] ukázali, že na odolnost implantátu při zkoušce má vliv použitý typ závitů, zejména jeho hloubka. Vzhledem k invazivitě testu zůstává jeho využití omezeno jen na laboratorní zkoušky.

#### **1.3.2.6 RTG analýza**

RTG analýza byla první technikou používanou k hodnocení vhojování implantátů po jejich zavedení. Je to neinvazivní metoda umožňující provádět vyšetření v kterékoli fázi hojení a funkce implantátu.

Za akceptovatelný průměrný úbytek kosti v oblasti krčku během prvního roku se považuje asi 1,5 mm [14], přičemž každý další rok kost ustupuje přibližně o 0,1 mm. Tyto hodnoty jsou však malé a je prakticky nemožné zaznamenat je při nastavených pravidelných ročních RTG kontrolách, přičemž musíme brát v úvahu možné zkreslení, pokud neprovedeme RTG snímek za stejných podmínek. Další nevýhodou je, že změny výšky kosti ne vždy korespondují zcela přesně se stabilitou implantátu a rentgenologicky patrná demineralizace je až při změnách 40 % a více [14]. Největším nedostatkem tohoto vyšetření je, že RTG snímky nezaznamenávají změny ve směru vestibulorální, kde mnohdy změny kvality kosti nastupují dříve než ve směru meziodistální. Tyto nevýhody v dnešní době pomáhají odstranit novější RTG techniky, jako je např. CBCT, ale zatím se používají spíše jako doplňkové metody při plánování zákroků v místech s předpokládaným nedostatkem kosti než jako standardní vyšetřovací metoda.

#### **1.3.2.7 Modální (vibrační) analýza**

Modální (vibrační) analýza je efektivní metoda původně používaná ve strojírenství pro strukturální analýzu a zabývá se měřením přirozených rezonančních frekvencí a módů materiálů po

jejich vybuzení vnějšími vlivy. Techniky měření stability implantátů založených na modální (vibrační) analýze se dělí na teoretické a experimentální (tab. 5).

<b>Teoretická modální analýza:</b>
- metoda konečných prvků (MKP)
<b>Experimentální modální analýza:</b>
- perkusní test
- měření tlumící kapacity (Damping Capacity, Impact Hammer Method)
- rezonanční frekvenční analýza (RFA)
- oscilace pulsní vlnou (Pulsed Oscillation Waveform)

**Tab. 5.** Metody modální (vibrační) analýzy

### 1.3.2.7.1 Teoretická modální analýza – metoda konečných prvků (MKP)

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 především o nalezení takového geometrického tvaru nebo materiálu, který by odolával funkčnímu zatížení žvýkacími silami a co nejideálněji přenášel zatížení na okolní kostní tkáň [112].

MKP je numerický matematický postup vycházející z Ritz-Galerkinovy variační metody. Základy MKP byly položeny počátkem 20. století, nicméně její praktické využití se datuje až od konce šedesátých let, kdy pokrok výpočetní techniky umožnil využití dokonalejších softwarů pracujících s MKP pro rozličné úlohy z inženýrské praxe. V současné době se jedná o nejefektivnější metodu určenou pro výpočet konstrukcí všeho druhu, zubní implantáty nevyjímaje.

Princip MKP spočívá v tzv. diskretizaci analyzovaného tělesa, tj. že složité těleso je rozloženo na mnoho jednodušších těles. Poté je každé těleso pokryto konečným počtem konečně velkých podoblastí neboli konečných prvků. Těmto konečným prvkům je přiřazen materiálový model a okrajové podmínky. Následně se pomocí řešení soustavy lineárních rovnic definuje napětí a deformace na jednotlivých prvcích.

Před analýzou pomocí MKP je tedy nezbytné zvolit geometrii (2D nebo 3D úroveň), dále je nutno 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 [55, 172]. Vytvořený výpočtový model zásadně rozhoduje o kvalitě dosažených

výsledků a proto je mu potřeba věnovat značnou pozornost. Získání digitálních dat v biomechanice je možné dvěma základními způsoby.

Prvním je využití dat žijících jedinců získaných pomocí dostupných zobrazovacích metod (CT, MR). Druhý způsob využívá metod reverzního inženýrství, kdy se daný objekt nasnímá 3D optickým nebo laserovým skenerem. Hlavní rozdíl je v typu získané informace. Ze zobrazovacích metod získáme informace i o vnitřní struktuře objektu, kdežto z 3D skeneru dostaneme informace pouze o povrchu skenovaného objektu [113].

Nejnižší úrovní modelu materiálu je homogenní izotropní lineárně pružný Hookovský model, který je určen dvěma parametry: Youngovým modulem pružnosti  $E$  [MPa] a Poissonovým číslem  $\mu$  [-]. Jejich hodnoty se u různých autorů liší. Tento rozdíl je způsoben především variabilitou kostní tkáně a zvoleným metodickým přístupem, tj. provedeným experimentem. Více reálnému stavu odpovídá globálně nehomogenní izotropní materiálový model, který popisuje lokálně danou oblast různými hodnotami Youngova modulu a Poissonovým číslem. Tento model je možné získat z CT snímků a pro kvantitativní analýzu tkání slouží v praxi tzv. Hounsfieldovy jednotky (HU), na něž jsou CT-čísla převáděna pomocí transformačního vztahu. Je dokázáno, že CT-čísla jsou lineárně závislá na hustotě dané tkáně [112].

Výhoda MKP spočívá v její univerzálnosti a v případě zubních implantátů je to 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.

#### **1.3.2.7.2 Experimentální modální analýza**

Experimentální modální analýza využívá teoretických znalostí vibrační analýzy a přenáší je do implantologické praxe ke stanovení stupně oseointegrace a stability implantátu [137]. Existuje celá řada technik využívajících těchto poznatků v praxi.

##### **1.3.2.7.2.1 Perkusní test (Percussion Test)**

Test poklepem je nejjednodušší metoda sloužící k odhadu oseointegrace. Je závislá na zkušenostech lékaře posuzujícího zvuk odpovědi vyvolané poklepem na implantát a právě vzhledem k této výrazné subjektivitě není použitelná pro objektivní hodnocení stability implantátu.

##### **1.3.2.7.2.2 Měření tlumicí kapacity (Damping Capacity, Impact Hammer Method)**

Metoda měření tlumicí kapacity je vylepšenou verzí perkusního testu [198]. Na principu vibrační analýzy s přechodnou excitací způsobenou dopadem úderníku je založen přístroj Perio-

test<sup>®</sup> (Siemens, Bensheim, Německo), (obr. 9). Toto zařízení využívá elektromagneticky řízeného poklepávání kovovým úderníkem, následná reakce implantátu je změřena akcelerometrem zabudovaným do sondy přístroje. Výsledná hodnota je poté převedena na Periotest Value (PTV) a zobrazena na displeji přístroje [136].

Periotest je spolehlivá metoda pro stanovení stability implantátu, ale je ovlivněna budícími podmínkami, jako je poloha sondy (jaký úhel svírá sonda a implantát), směr přiložení sondy (vestibulorálně nebo meziodistálně) a místem měření (frontální nebo distální úsek). Proto je nutno se řídit doporučením výrobce.



**Obr. 9.** Periotest<sup>®</sup>, Siemens, Bensheim, Germany (foto autor)

Na podobném principu fungoval přístroj Dental Mobility Checker<sup>®</sup> (Suita, Osaka, Japan). Byl vyvinut Aoki a Hirakawou [14] a následnou zvukovou odezvu vyhodnocoval pomocí Fourierovy transformace.

Oba přístroje byly původně vyvinuty ke stanovení kvality periodoncia zubu, avšak pro svou jednoduchost, neinvazivitu, opakovatelnost a možnost kontroly v různém období fungování implantátu se začaly hojně využívat i k určování jejich stability.

#### **1.3.2.7.2.3. Rezonanční frekvenční analýza (Resonance Frequency Analysis, RFA)**

V roce 1996 Meredith a kol. [123] publikovali první studii o rezonanční frekvenční analýze (RFA), která v podstatě používá ohybové zatížení napodobující klinické zatížení a tím poskytuje informaci o tuhosti rozhraní implantát – kost.

Oseointegrovaný implantát a okolní kost fungují jako jeden celek a tuhost tohoto spojení je ovlivněna celou řadou faktorů [14], mezi něž patří:

- a) tuhost implantátu
- b) tuhost rozhraní implantát – kost

c) tuhost okolní tkáně

Tuhosti implantátu je ovlivněna jeho makro a mikrodesignem, tuhost rozhraní implantát – kost odpovídá vazbě mezi povrchem implantátu a okolní kostí a tuhost okolní tkáně je dána poměrem spongiózní a kompaktní kosti a jejich hustotou.

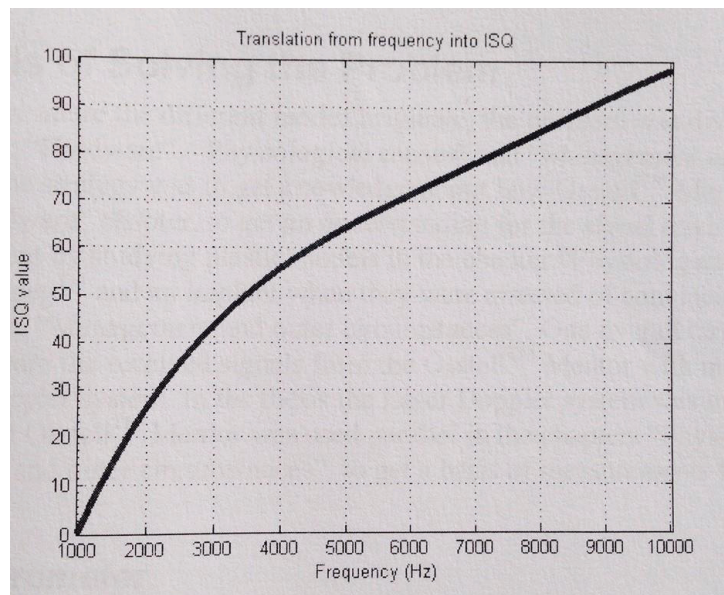
Protože mechanické vlastnosti implantátu a kosti jsou dobře známé a relativně stabilní, nejvýznamnějšími faktory ovlivňujícími tuhost (a tím i rezonanční frekvenci) je délka a průměr implantátu, což podporuje řada odborných sdělení [70, 71, 91, 92, 122, 124]. Faktory ovlivňující naměřené hodnoty rezonanční frekvence shrnuje tabulka 6.

<b>Faktory ovlivňující RFA</b>
<b>a) implantát</b>
- délka implantátu
- průměr implantátu
- tvar implantátu
- typ použitého závitu
- vlastnosti povrchu implantátu
- umístění implantátu
- délka abutmentu
<b>b) zvolený výkon</b>
- okamžitá, okamžitá odložená nebo odložená implantace
- okamžité zatížení
<b>c) pacient</b>
- kvalita kosti
- kvantita kosti
- tlumící efekt marginální gingivy
- velikost kontaktu kosti s povrchem implantátu (BIC)
<b>d) měřicí přístroj</b>
- jaké generace je použitý přístroj
- kvalita připojení „L“ segmentu nebo SmartPeg <sup>®</sup>
<b>e) průběh hojení</b>
- primární stabilita
- sekundární stabilita
- ústup marginální kosti

**Tab. 6.** Faktory ovlivňující rezonanční frekvenční analýzu

Základem RFA je rozkmitání implantátu vlivem magnetických sil a vzniklé frekvence jsou registrovány jako jeho rezonanční frekvence. Vibrace se měří ve dvou směrech, které dávají nejvyšší a nejnižší rezonanční frekvenci, takže jsou k dispozici dvě zjištěné hodnoty. Měřicí

jednotkou byl nejprve hertz (Hz) v rozpětí od 3 500 Hz až 8 500 Hz, později byla vytvořena jednotka ISQ (Implant Stability Quotient), která je v rozsahu od 1 (nejnižší stabilita) až 100 (nejvyšší stabilita). Vztah mezi naměřenou frekvencí a jejím následným převedením na hodnotu ISQ není lineární (graf 1) a nikde v literatuře ani v manuálu výrobce není uvedeno, jakým způsobem se k výsledné závislosti došlo. Logicky to pak vzbuzuje otázky ohledně správnosti použité závislosti.



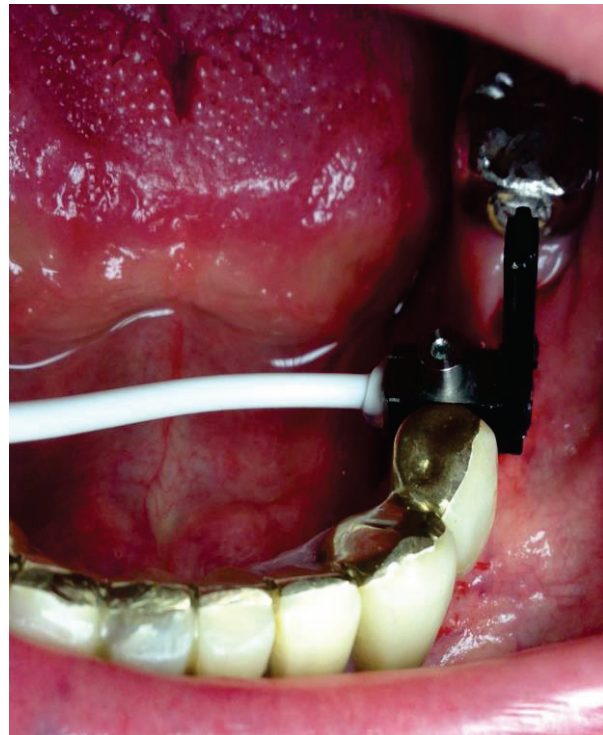
**Graf 1.** Převod naměřených hodnot rezonančních frekvencí na ISQ (převzato z Mentor Software measurement cycle and data evaluation, Datasheet from Osstell AB)

Výhodou této neinvazivní diagnostické techniky měření stability implantátu, ve srovnání s jinými dostupnými metodami, je ověřenost její vědecké věrohodnosti (pomocí MKP) a praktické účinnosti [51].

Principu vibrační analýzy využívající v současnosti dva výrobci. Jedním z nich je firma Bio-Tech-One (Tchaj-pej, Tchajwan) s přístrojem Implomates<sup>TM</sup>, druhou je od roku 2000 firma Integration Diagnostics AB, (Göteborg, Sweden) s přístrojem Osstell<sup>®</sup>. Dnes je v prodeji již třetí generace tohoto přístroje, protože předchozí dva typy měly celou řadu nevýhod. Vzhledem ke svým rozměrům byly špatně přenosné a drahé, transducery vyžadovaly nutnost kalibrace a na orientaci „L“ segmentu byly naměřené hodnoty závislé. Nevýhodou rovněž byla i dlouhá reakční doba (kolem 1 minuty) a manipulace v ústech pacienta byla vzhledem ke kabeláži obtížnější (obr. 10, 11).



**Obr. 10.** Osstell® druhé generace  
(foto autor)



**Obr. 11.** Transducer Osstellu® druhé generace  
při měření v dutině ústní (foto autor)

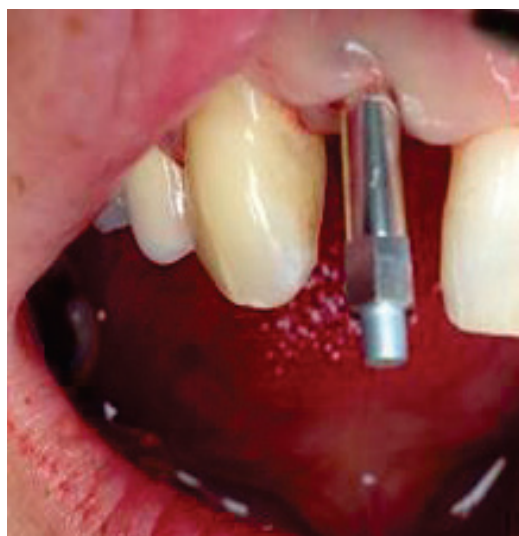
Třetí generaci analyzátorů rezonanční frekvence představuje Osstell® Mentor (obr. 12), který je tvořen bezdrátovým frekvenčním odezvoým analyzátořem řiženým baterií. Další novinkou je již pro různé typy implantátů výrobcem předem kalibrovaný snímač SmartPeg mající na svém vrcholu malý magnet. Díky této kalibraci je tak možno vzájemně porovnávat naměřené hodnoty implantátů od různých firem.

Principem přístroje je měření rezonančních frekvencí SmartPegu (obr. 13, 14), který je do implantátu zašroubován krouticím momentem 5 až 10 Ncm a následně excitován magnetickými impulsy z cívky v sondě. Na obrázku 15 je pro porovnání zobrazeno měření stability přístrojem Osstell® druhé generace u stejného implantátu jako na obrázku 14. Při porovnávacích měřeních se prokázalo, že naměřené hodnoty Osstell® Mentor u téhož implantátu jsou vyšší o 6 až 10 ISQ jednotek ve srovnání s výsledky měření staršími verzemi přístroje Osstell®.

Zjištěné rezonanční frekvence přístrojem jsou ve většině případů dvě ve dvou vzájemně kolmých rovinách. V průběhu jednoho měřicího cyklu s Osstell® Mentor jsou k dispozici 4 různé pulsní frekvence v rozsahu cca 2 až 8 kHz (3 kHz, 4,4 kHz, 5,8 kHz a 7,2 kHz) a navzájem se liší amplitudou. Každý cyklus je opakován celkem čtyřikrát (dohromady 16 impulsů, každý 1,2 ms dlouhý) a z přijatého peaku spektra se pro každou frekvenční oblast vypočítává střední hodnota [63].



**Obr. 12.** Osstell® Mentor třetí generace (foto autor)



**Obr. 13.** SmartPeg Osstellu® Mentor s magnetem na svém vrcholu (foto autor)



**Obr. 14.** SmartPeg Osstellu® Mentor na implantátu v ústech (foto autor)



**Obr. 15.** Transducer Osstellu® druhé generace na stejném implantátu jako na obr. 14 (foto autor)

Je známo, že většina implantátů má dvě různé hodnoty stability zjištěné pomocí RFA, přičemž nejvyšší hodnota je obvykle v meziodistálním směru, naopak nejnižší hodnotu zjišťujeme ve směru vestibuloorálním. Protože ale obě hodnoty reflektují míru stability v příslušném směru, výrobce doporučuje provádět měření v obou směrech. Výslednou hodnotou je pak jejich průměr.

Dalším doporučením je vyvarovat se při šroubování SmartPegu vmezeření tkáně mezi něj a implantát a nepoužívat jeden SmartPeg opakovaně na různé implantáty, vzhledem k možnému poškození měkkého závitu opakovaným zaváděním. Obě situace pak mohou naměřené hodnoty zkreslovat.

Hlavní nevýhodou metody jsou poměrně vysoké pořizovací náklady přístroje Osstell® Mentor (120 000 Kč) a nutnost pořizovat SmartPeg pro každý implantát, přičemž cena za jeden kus je téměř 700 Kč.

#### **1.3.2.7.2.4 Oscilace pulsní vlnou (Pulsed Oscillation Waveform)**

Kaneko a kol. [85] ve svém výzkumu využili pulsní průběh kmitání k analyzování vibračních vlastností rozhraní implantát – kost tak, že registrují frekvence a amplitudy vibrací implantátu vyvolané malou pulsní silou. Jejich přístroj obsahuje elektroakustický vysílač a přijímač, pulsní generátor a osciloskop. Multifrekvenční impulsní síla asi 1 kHz se přenáší na implantát dotykem dvou jemných jehel spojených piezoelektrickým prvkem. Excitovaný implantát následně generuje na základě tuhosti rozhraní implantát – kost rezonance a vibrace, vše se zobrazí na osciloskopu.

Nevýhodou této techniky je malá senzitivita, a proto se v praxi výrazněji neujala.

## **2 Cíle práce**

**2.1 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.**

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

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

### 3 Materiál a metodika

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

#### 3.1 Materiál a metodika k bodu 2.1 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 [54], který zjišťoval poměr mezi mechanickým napětím vznikajícím v kosti a v závitě ortopedického šroubu.

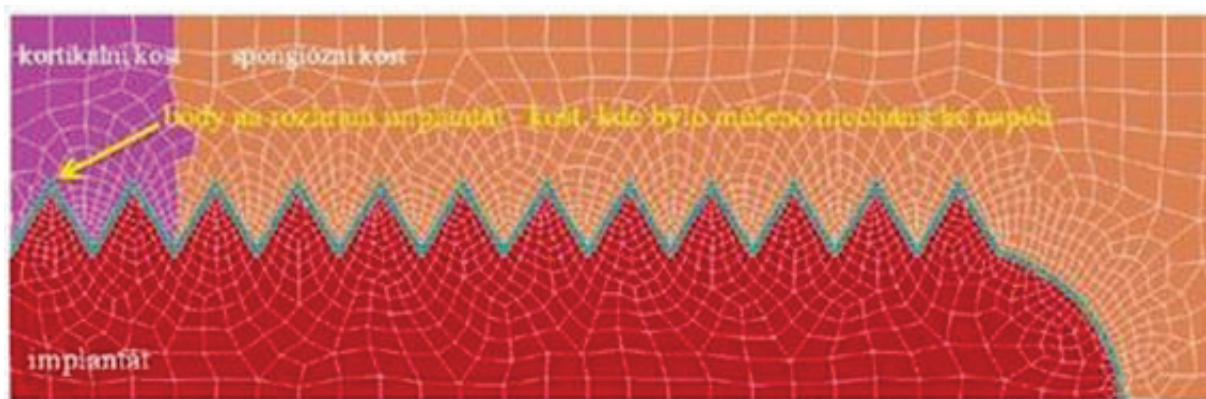
Ke zjištění velikosti mechanického přenosu zatížení (mechanické kompatibility) z implantátu na okolní kost byla analýze podrobena celá délka kontaktu implantátu s kostí (obr. 16). Pro vlastní výpočet byly vybrány korespondující body na rozhraní implantát – kost a zjištěné hodnoty napětí byly dány do 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,  $\sigma_{\text{implantát}}$  je normálové napětí v implantátu.

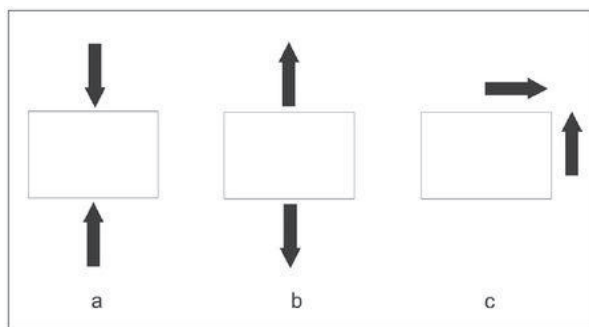
Veličina  $\alpha$  charakterizuje míru přenosu mechanického napětí ze závitů do kosti a je menší než jedna. V ideálním případě je rovna jedné, ale vlivem odlišné tuhosti kosti a materiálu závitů je velmi obtížné této hodnoty dosáhnout.

K popisu interakce na rozhraní implantát – kost byla vybrána veličina mechanické napětí a k analýze této interakce bylo zvoleno napětí smykové a normálové.



**Obr. 16.** Analýza celé délky kontaktu implantátu s kostí s body na rozhraní implantát – kost

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 (obr. 17).



**Obr. 17.** Napětí na rozhraní implantát – kost: a) tlakové napětí b) tahové napětí c) smykové napětí

Proces přípravy úlohy zahrnuje:

- 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 závitu zubních implantátů (obr. 8) byly vytvořeny návrhem v prostředí CAD (Computer Aided Design) softwaru Inventor.

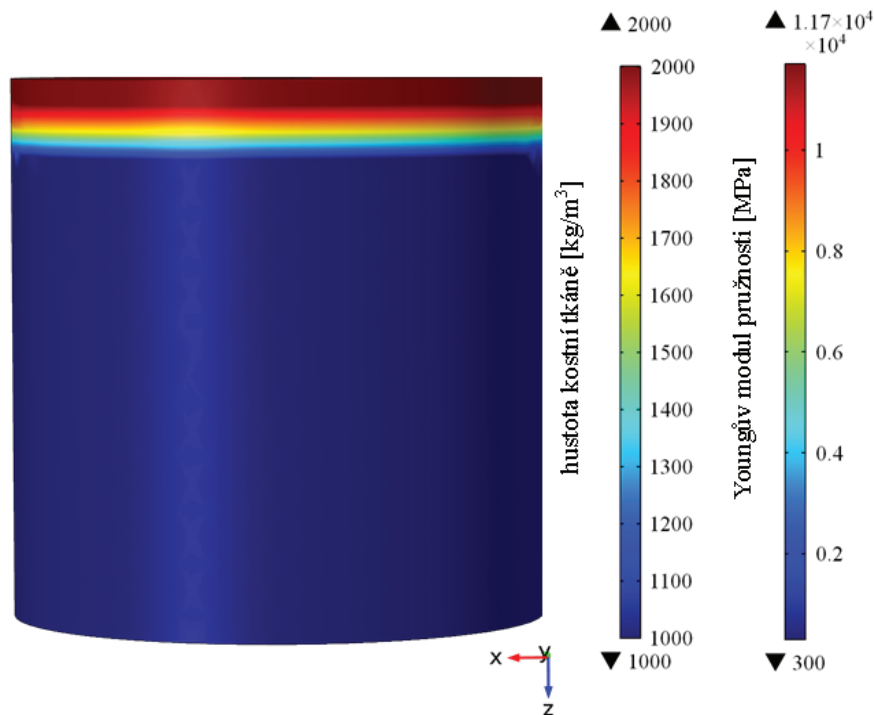
Virtuální model kosti byl získán z anonymizovaných CT dat pacienta. Ve specializovaném softwaru ITK Snap byla následně provedena rekonstrukce těchto dat pomocí segmentace jednotlivých řezů s následnou povrchovou nebo objemovou rekonstrukcí.

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 (tab. 7).

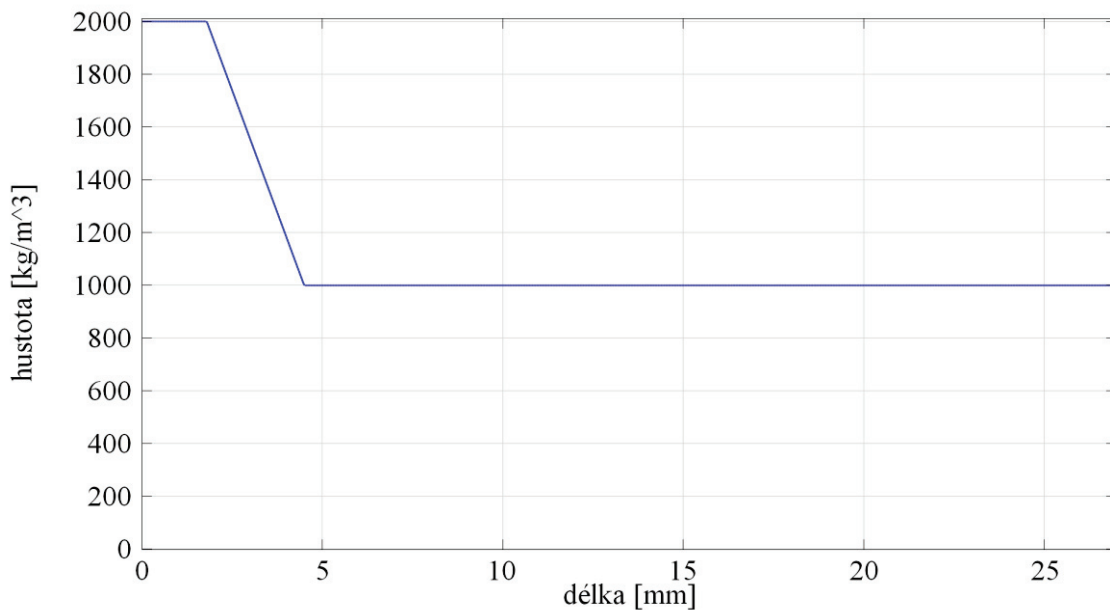
materiál	Modul pružnosti [MPa]	Poissonovo číslo [-]	Hustota [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]
implantát	110 000	0,3	4800
kortikální kost	11 700	0,3	2000
spongiózní kost	300	0,3	1000

**Tab. 7.** Izotropní model kosti a titanové slitiny

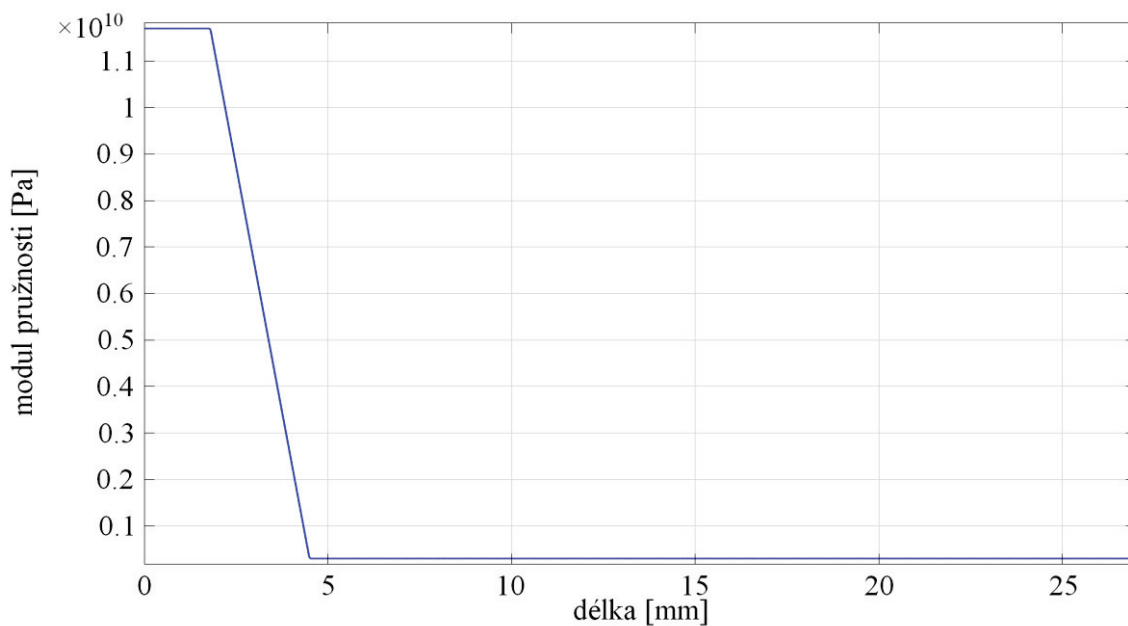
Kostní blok respektuje rozdělení na kortikální a spongiózní kost, přičemž tloušťka kortikální kosti je 2 mm, tloušťka spongiózní kosti je 25 mm, s hustotou kosti v rozmezí 1000 až 2000  $\text{kg}/\text{m}^3$ . Na obrázku 18 a na grafech 2 a 3 je naznačeno rozložení hustoty a Youngova modulu pružnosti kosti podél dlouhé osy, kde největších hodnot dosahuje Youngův modul pružnosti v kortikální kosti (11700 MPa), ve spongiózní kosti dosahuje hodnot 300 MPa.



**Obr. 18.** Rozložení hustoty a modulu pružnosti v kosti



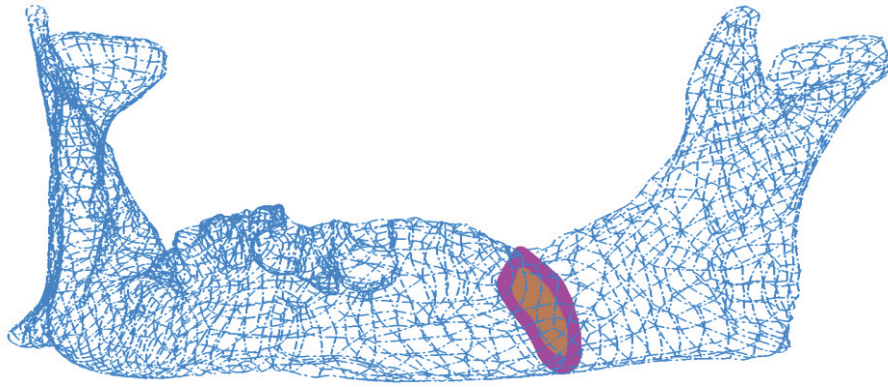
**Graf 2.** Změny hustoty v kosti podél dlouhé osy implantátu



**Graf 3.** Průběh Youngova modulu pružnosti v kosti podél dlouhé osy implantátu

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

Velikost zatěžující síly  $F$  byla 100 N, zároveň byl směr síly totožný s dlouhou osou implantátu a působiště síly bylo v jeho krčkové části. Virtuální segment mandibuly s implantátem (obr. 19) 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 kterém se implantát vůči kosti může pohybovat.



**Obr. 19.** Model mandibuly s virtuálním segmentem

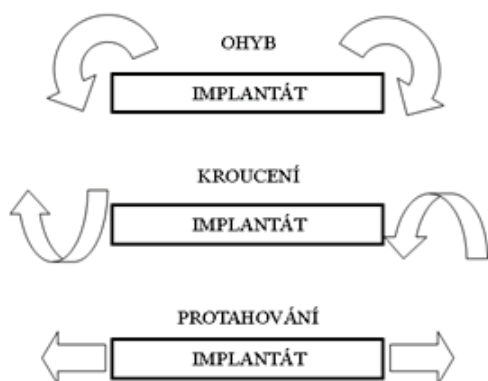
### **z) definování typu úlohy**

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).

### **3.2 Materiál a metodika k bodu 2.2 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) a 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, jimiž jsou ohyb, kroucení a protahování (obr. 20).

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  $k$  (obr. 21) s využitím znalostí vlastních frekvencí a módů.



**Obr. 20.** Základní pohybové módy implantátu      **Obr. 21.** Model volného kmitání závaží

Vzorec pro výpočet rezonanční frekvence získaný z pohybové rovnice lze zapsat podle D’Lambertova principu takto:

$$m\ddot{u} + ku = 0$$

kde první součin  $m\ddot{u}$  popisuje setrvačnou sílu hmotnosti  $m$  a zrychlení  $\ddot{u}$  a druhý součin definuje lineární vratnou sílu  $ku$ , kde  $k$  je tuhost pružiny a  $u$  je výchylka závaží. Takto definovaná rovnice je diferenciální a její řešení je ve tvaru:

$$u = u_0 e^{i\Omega t}$$

kde  $u_0$  představuje statickou výchylku a  $\Omega$  vlastní frekvenci kmitání (čili rezonanční frekvenci) a  $e^{i\Omega t}$  je komplexní číslo vyjadřující frekvenci kmitání. Dosazením do pohybové rovnice obdržíme novou rovnici ve tvaru:

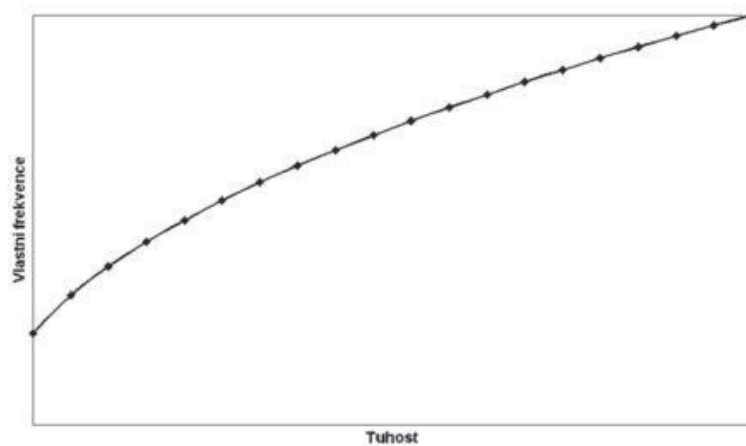
$$-m\Omega^2 + k = 0$$

a po její úpravě dostáváme rovnici:

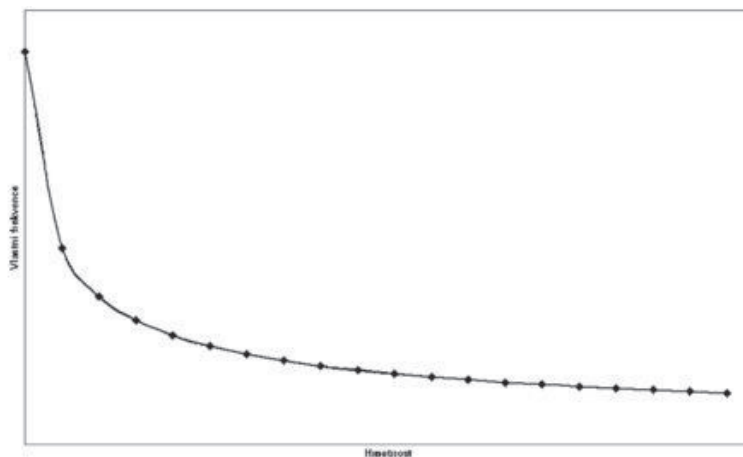
$$\Omega = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

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 (graf 4). Dále platí, že se vzrůstající hmotností (tuhost je konstantní) naměřená rezonanční frekvence klesá (graf 5).

Vlastní frekvence a módy soustavy kost – implantát – SmartPeg tedy závisí na geometrických vlastnostech implantátu, tj. především na jeho délce  $l$  a průměru  $r$ .



**Graf 4.** Obecně platný charakter změny rezonanční frekvence v závislosti na změně tuhosti soustavy (hmotnost je konstantní)



**Graf 5.** Obecně platný charakter změny rezonanční frekvence v závislosti na změně hmotnosti soustavy (tuhost je konstantní)

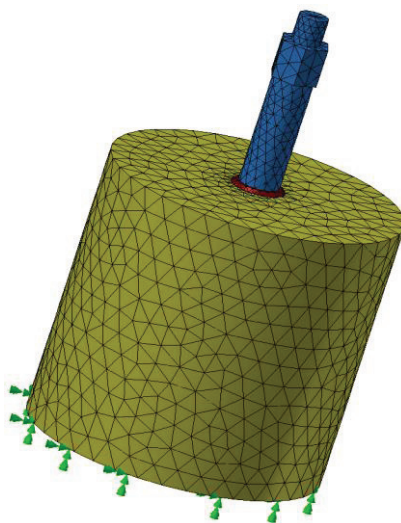
Proces přípravy úlohy zahrnuje:

- 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 a implantace byla simulována jako unikortikální. Použitý Smart-Peg odpovídal typu dodávanému výrobcem přístroje Osstell® Mentor (Integration Dia-

gnostics AB, Göteborg, Sweden). Výpočtový model vytvořený v programu Comsol 4.3a měl tvar válce a byl zafixován ve spodní části proti pohybu (obr. 22).



**Obr. 22.** Výpočtový model

Změny vlastní frekvence a módy soustavy kost – implantát – SmartPeg byly zjišťovány na implantátech Lasak Impladent<sup>®</sup> o délkách 12, 14 a 16 mm a průměrech 3,7/ 4,4 /5,1 a 5,6 mm. Každý výpočet obsahoval jednu hlavní frekvenci, na které kmitá sonda SmartPeg. K popisu materiálového modelu implantátů Lasak Impladent<sup>®</sup> 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 (tab. 8). Hodnoty modulu pružnosti a hustoty pro kostní tkáň byly vzaty jako funkce podélné souřadnice kostního bloku (obr. 18, graf 2, 3).

materiál	Modul pružnosti [MPa]	Poissonovo číslo [-]	Hustota [kg/m <sup>3</sup> ]
implantát	110 000	0,3	4800
SmartPeg	210 000	0,3	7800
kortikální kost	11700	0,3	2000
spongiózní kost	300	0,3	1000

**Tab. 8.** Izotropní model kosti, titanové slitiny a sondy SmartPeg

### **y) definování vazeb a zatížení (okrajové podmínky)**

K analýze byly použity vypočtené vlastní frekvence a módy implantátu Lasak Implants<sup>®</sup> 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).

## **3.3 Materiál a metodika k bodu 2.3 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 na Oddělení ústní, čelistní a obličejové chirurgie Krajské nemocnice Liberec, a.s. bylo 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, 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 (tab. 2). 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 a do klinické studie tak bylo zařazeno 538 pacientů.

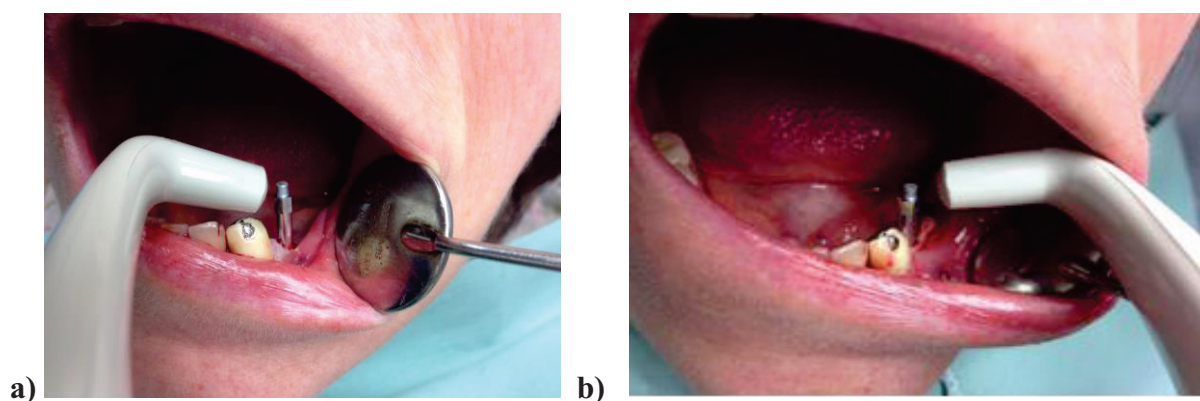
Doba zavedení implantátu byla hodnocena jako okamžitá (implantát zaveden bezprostředně po extrakci zubu), okamžitá odložená (implantát byl zaveden do 5 týdnů po extrakci zubu) a odložená (v době zavedení implantátu od extrakce uplynulo více než 5 týdnů).

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 (obr. 23) firmy Integration Diagnostics AB (Göteborg, Sweden).



**Obr. 23.** Přístroj Osstell® Mentor, firma Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden (foto autor)



**Obr. 24 a, b.** Princip měření primární stability přístrojem Osstell® Mentor ve dvou na sebe kolmých směrech (foto autor)

Měření bylo prováděno bezprostředně po zavedení implantátu ve dvou na sebe kolmých směrech (vestibuloorálně a meziodistálně, obr. 24 a, b) a sonda byla vždy přiložena kolmo na

dlouhou osu SmartPegu. Pro každého pacienta byl použit nový SmartPeg, výsledná hodnota ISQ byl aritmetický průměr obou měření.

Data byla zpracována statistickými testy v softwaru SPSS verze 18 zohledňující jednotlivé proměnné:

### **3.3.1** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **POHLAVÍ**.

K analýze byl použit Studentův t-test na 5% hladině významnosti.

### **3.3.2** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **VĚK** a kombinaci proměnných **VĚK** a **POHLAVÍ**.

K analýze byl použit Studentův t-test na 5% hladině významnosti a metoda analýzy rozptylu dvojného třídění neboli dvoufaktorová analýza rozptylu.

### **3.3.3** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **ČELIST**.

K analýze byl použit Studentův t-test na 5% hladině významnosti.

### **3.3.4** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **ČÍSLO ZUBU**.

K analýze byl použit Studentův t-test, dále analýza rozptylu jednoduchého třídění a Tukey-Kramer post hoc test na 5% hladině významnosti.

### **3.3.5** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných **ČÍSLO ZUBU** a **ČELIST**.

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu a post-hoc testu na 5% hladině významnosti.

### **3.3.6** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **DOBA ZAVEDENÍ IMPLANTÁTU PO EXTRAKCI ZUBU**.

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu na 5% hladině významnosti.

### **3.3.7** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **KVALITA KOSTI**.

K analýze byl použit Studentův t-test na 5% hladině významnosti.

### **3.3.8** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **DÉLKA IMPLANTÁTU**.

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu a post-hoc testu na 5% hladině významnosti.

### **3.3.9** Analýza hodnot ISQ s ohledem na proměnnou **PRŮMĚR IMPLANTÁTU**.

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu a post-hoc testu na 5% hladině významnosti.

### **3.3.10** Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných **DÉLKA** a **PRŮMĚR IMPLANTÁTU**.

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu a post-hoc testu na 5% hladině významnosti.

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

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu a post-hoc testu na 5% hladině významnosti.

### **3.3.12 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných DĚLKA IMPLANTÁTU, PRŮMĚR IMPLANTÁTU a KVALITA KOSTI D3.**

K analýze bylo použito Kruskal-Wallisova testu a post-hoc testu na 5% hladině významnosti.

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 kvartilem, byla doplněna i o případná odlehlá pozorování (outliery). Pokud se odlehlá pozorování v box-plotu vyskytla, byl přidán dodatečný box-plot vytvořený z hodnot ISQ po vyloučení odlehlých pozorování.

## 4 Výsledky

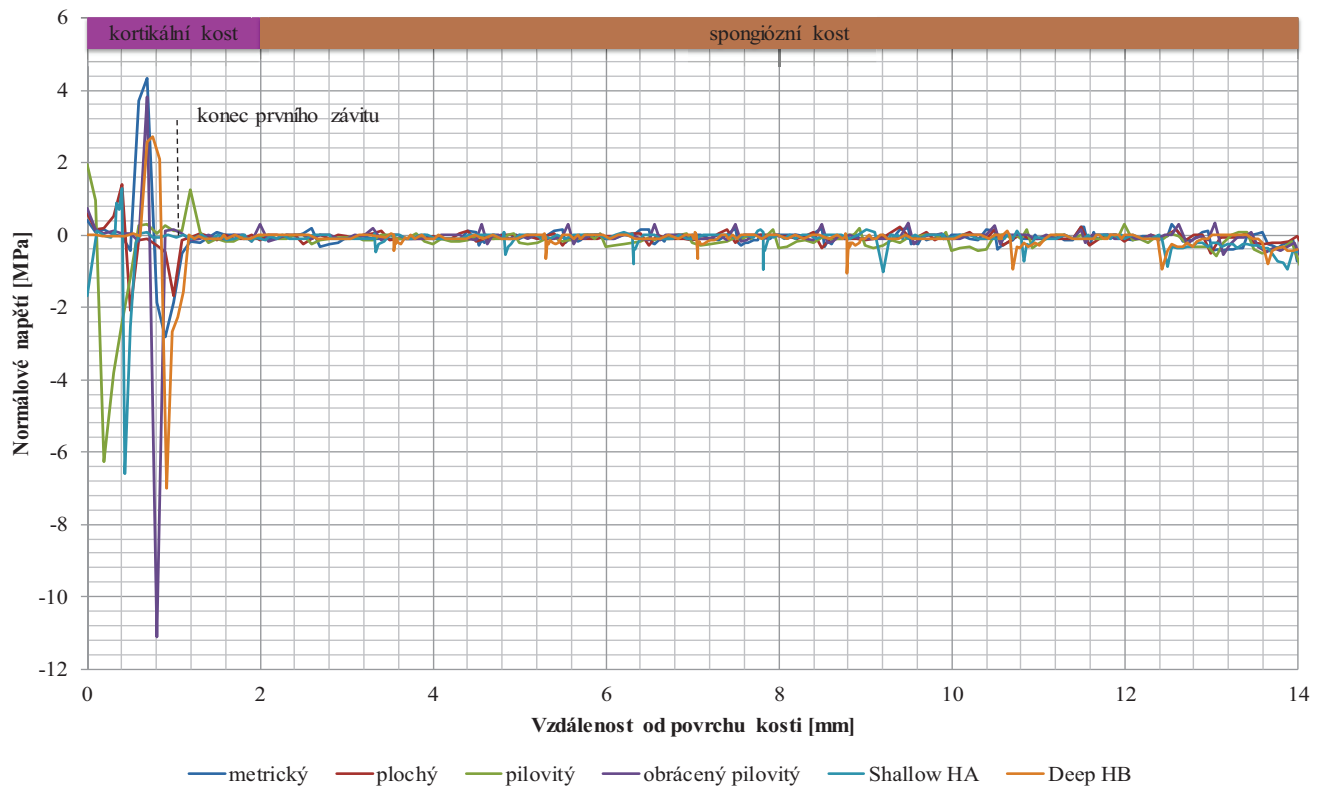
V podkapitolách jsou uvedeny výsledky k jednotlivým cílům práce.

### 4.1 Výsledky k bodu 2.1 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 závitu.

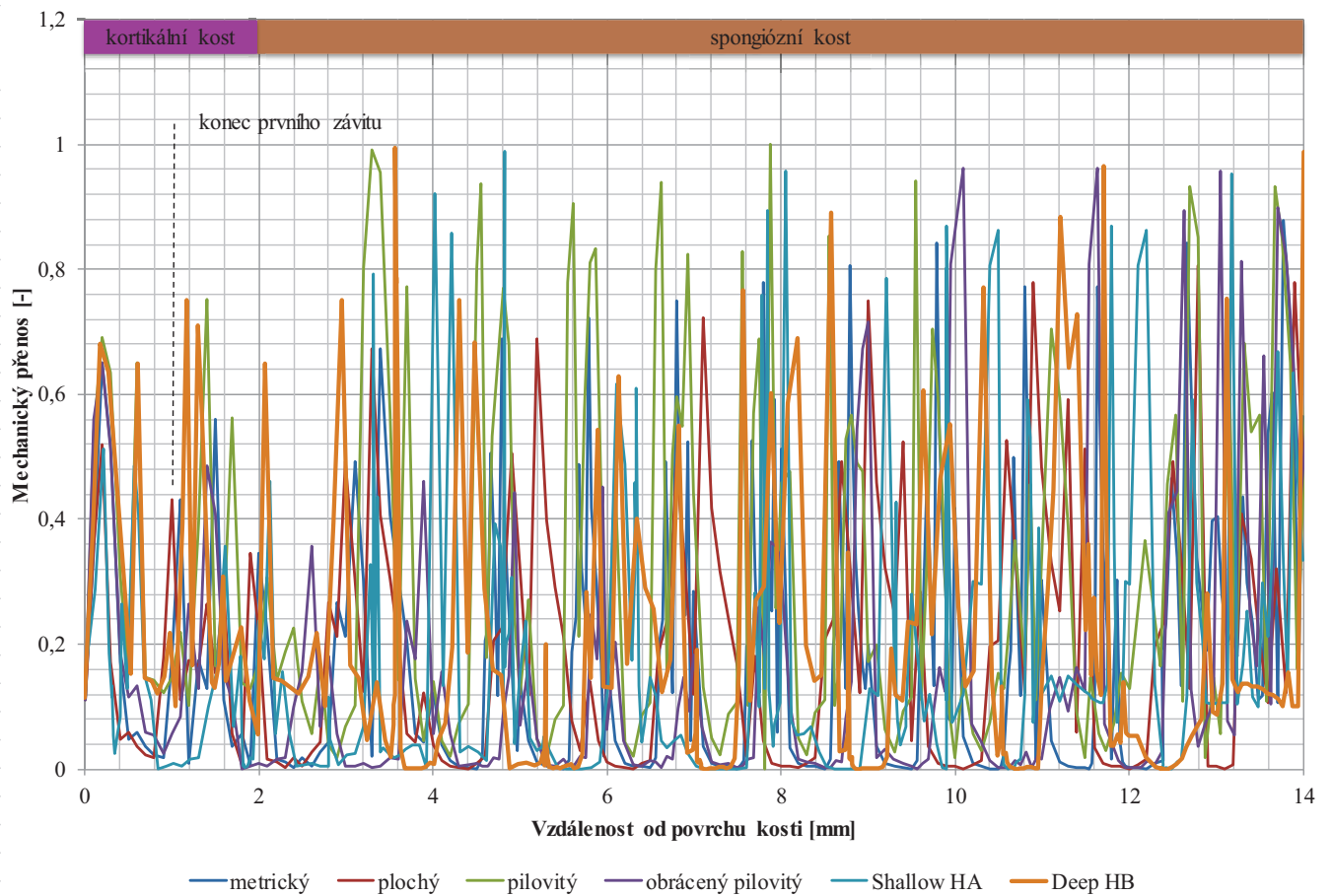
Na základě výpočtu vlivu různých tvarů závitu na rozložení napětí v místě rozhraní implantát – kost metodou konečných prvků byly získány hodnoty tahového, tlakového a smykového napětí pro každou geometrii závitu a následně seřazeny podle velikosti maximálního napětí, které přenášely do kosti při zatížení v dlouhé ose (tab. 9).

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

**Tab. 9.** Napětí na rozhraní implantát – kost pro jednotlivé typy závitů



**Graf 6.** Normálové napětí na rozhraní implantát – kost pro jednotlivé typy závitů



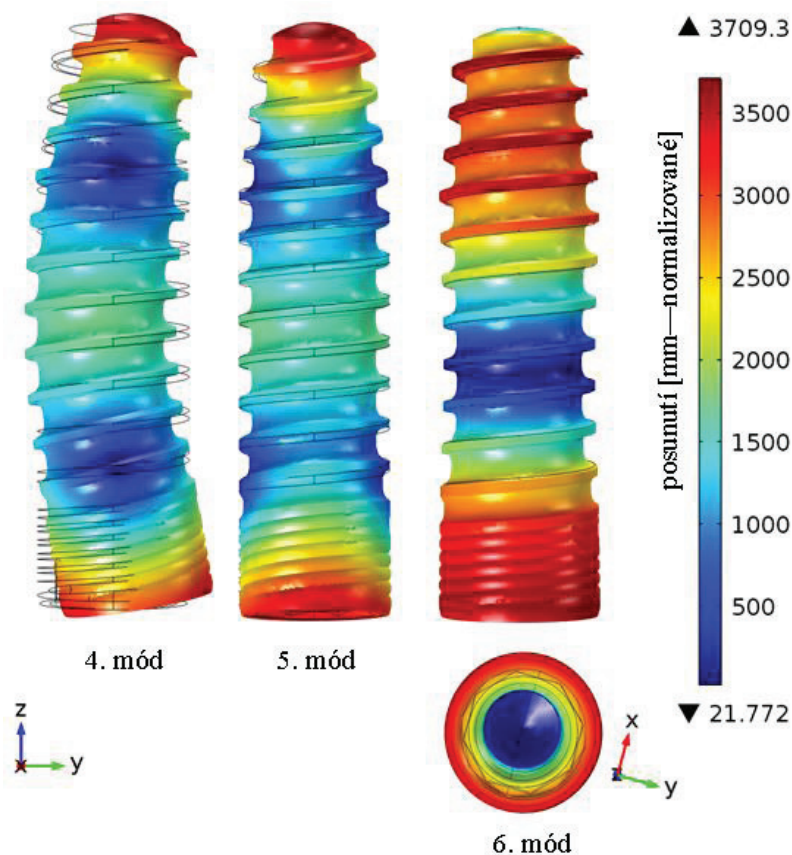
**Graf 7.** Mechanický přenos na rozhraní implantát – kost pro jednotlivé typy závitů

Na grafu 6 je znázorněn průběh vypočteného normálového napětí kosti na jejím rozhraní s implantátem a každému typu závitů je přiřazena barevně korespondující křivka. Na grafu 7 jsou znázorněny průběhy mechanických přenosů na rozhraní implantát – kost pro jednotlivé tvary závitů.

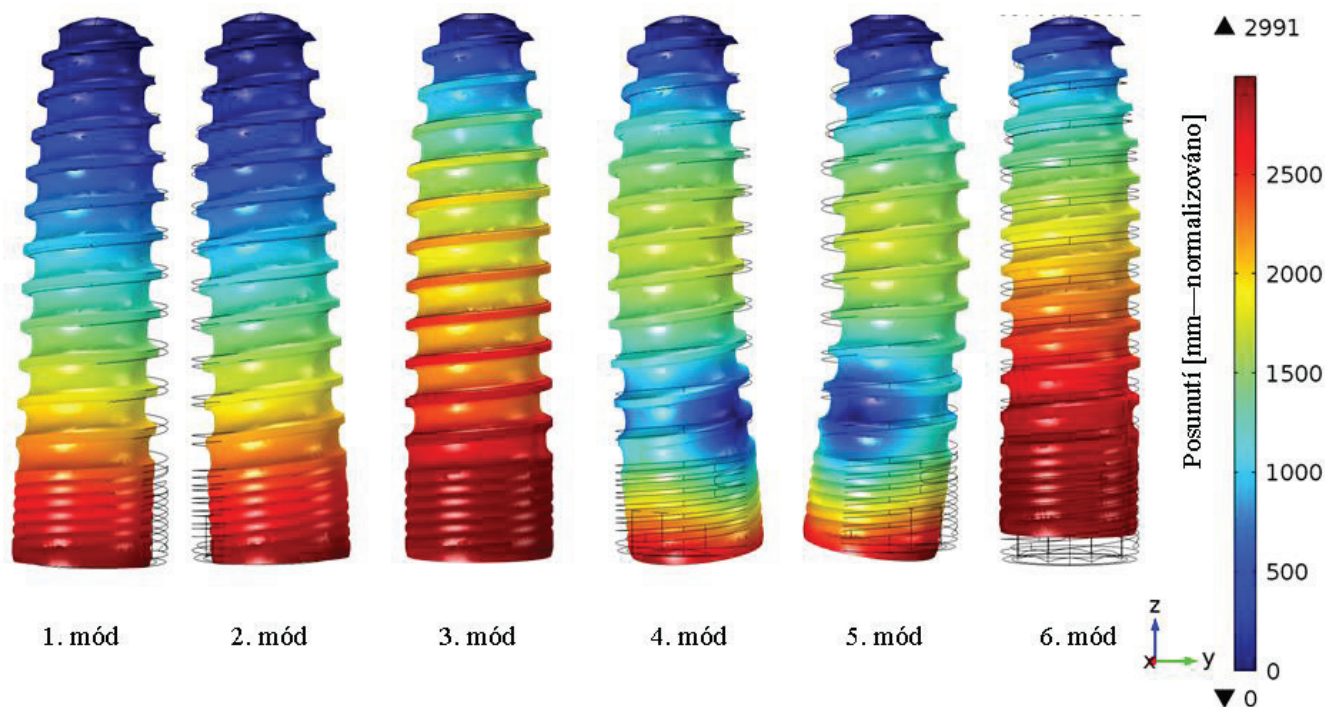
#### 4.2 Výsledky k bodu 2.2 S využitím matematického modelování analyzovat vliv délky a průměru implantátu na jeho stabilitu.

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

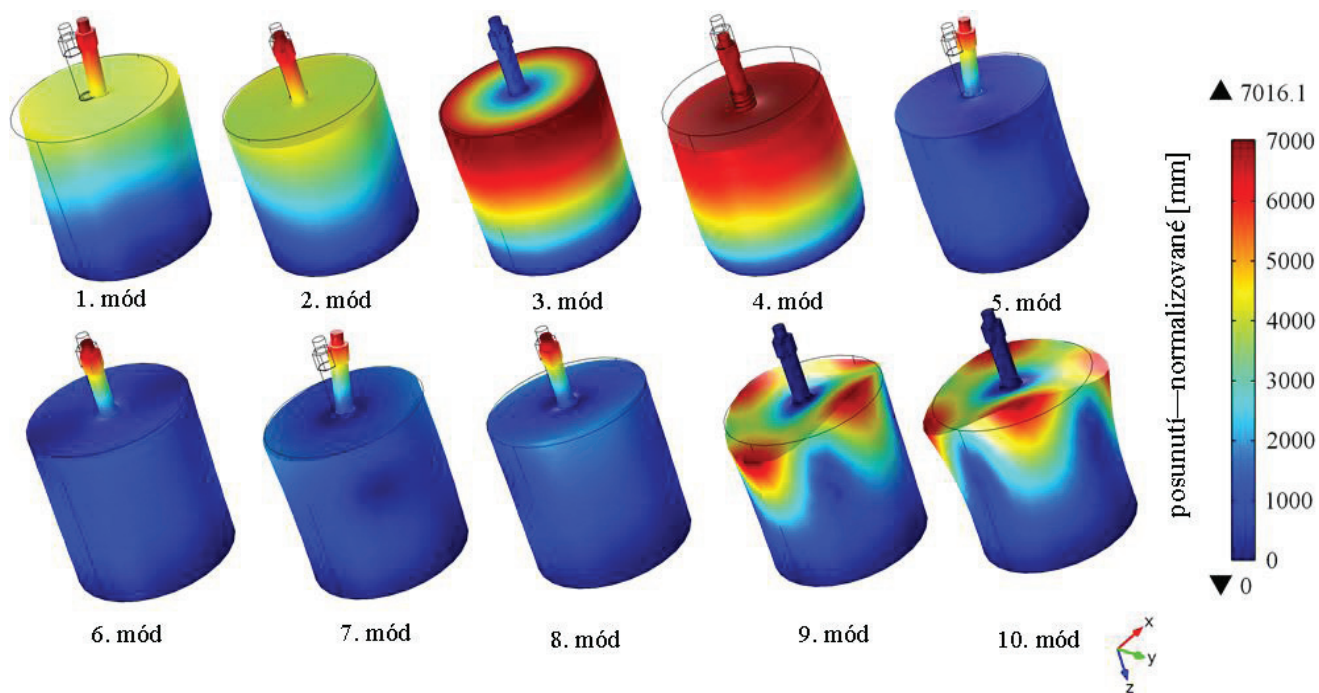
Vlastní módy volně položených implantátů jsou spočítatelné až od čtvrtého módu, protože první tři módy implantát kmitá jako celek a nijak se neohýbá ani jinak nedeformuje. Oproti volnému se fixovaný implantát ohýbá ve dvou rovinách, zatímco podél dlouhé osy se kroutí a protahuje (obr. 25 a 26). S ohledem na jejich opakování jsou uvedeny jen typické měřitelné vlastní módy. Vlastní módy a rezonanční frekvence soustavy kost – implantát – SmartPeg jsou zachyceny na obrázku 27.



**Obr. 25.** Vlastní módy volně kmitajícího implantátu Lasak Implantsent® (ukázka zjištěných módů pro průměr implantátu 3,7 mm a délku 14 mm)



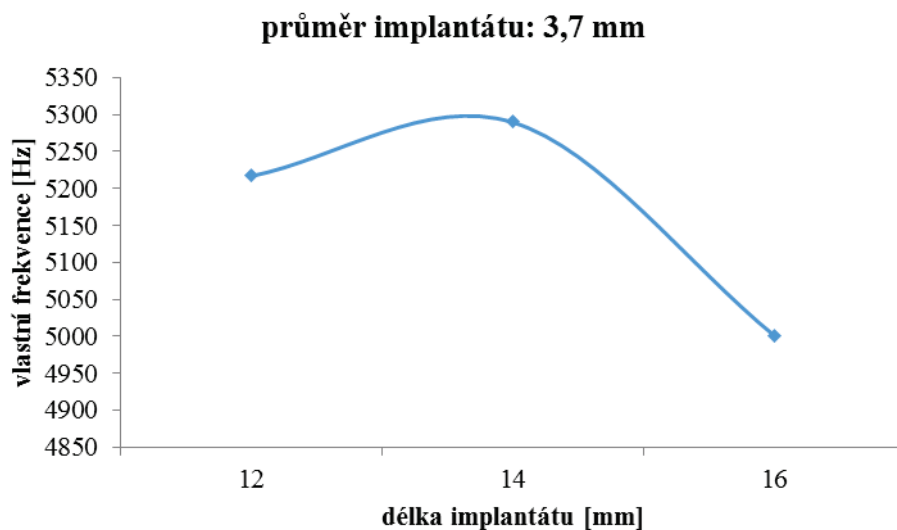
**Obr. 26.** Vlastní módy fixovaného implantátu Lasak Implants® (ukázka zjištěných módů pro průměr implantátu 3,7 mm a délku 14 mm)



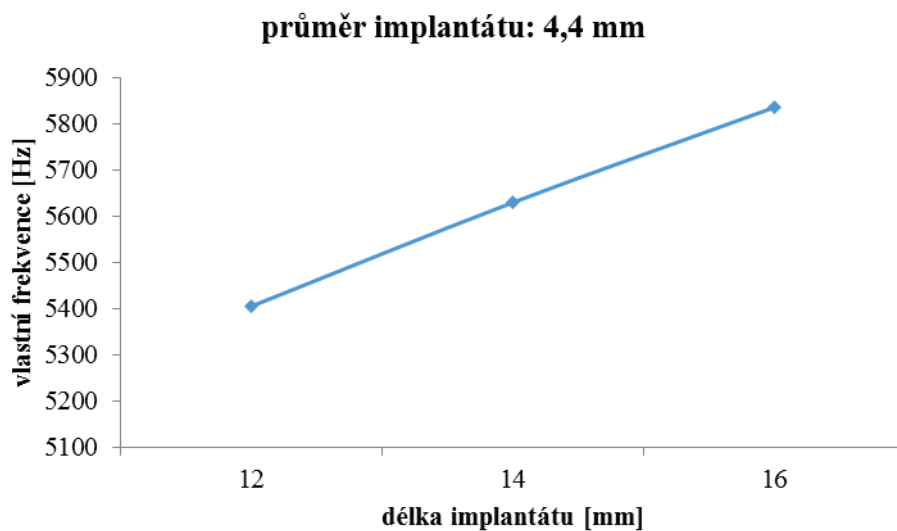
**Obr. 27.** Vlastní módy a rezonanční frekvence soustavy kost – implantát – SmartPeg (ukázka zjištěných módů pro průměr implantátu 3,7 mm a délku 14 mm při fixaci ve spodní části soustavy)

Využitím zjištěných vlastních módů a rezonančních frekvencí jsme pomocí MKP vypočítali vlivy změny délky a průměru implantátu na výsledné rezonanční frekvence.

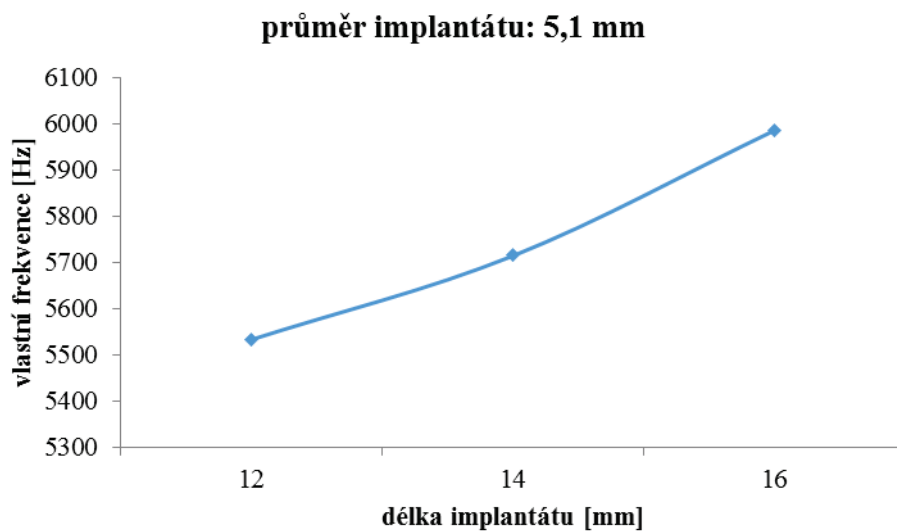
Výsledky závislosti vlastní rezonanční frekvence na jednotlivých délkách implantátů, přičemž průměry jsou konstantní, zobrazují grafy 8, 9, 10 a 11.



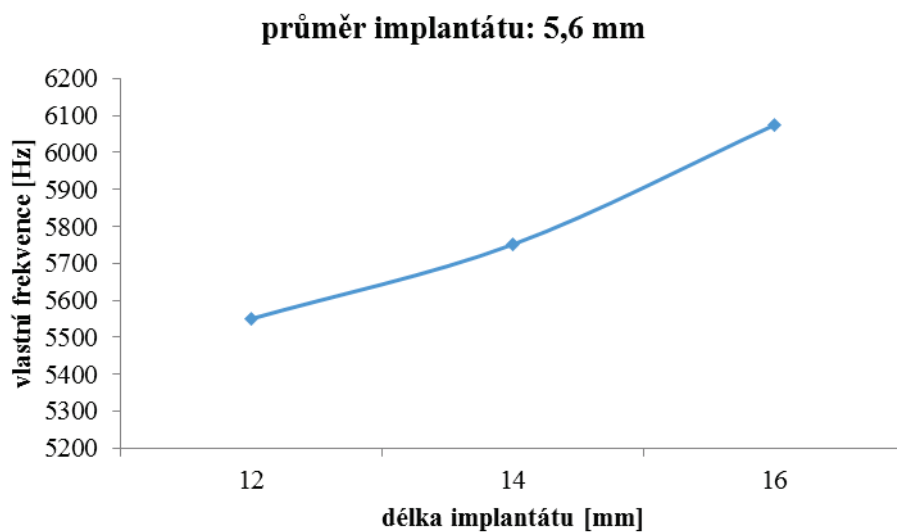
**Graf 8.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 3,7 mm



**Graf 9.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 4,4 mm

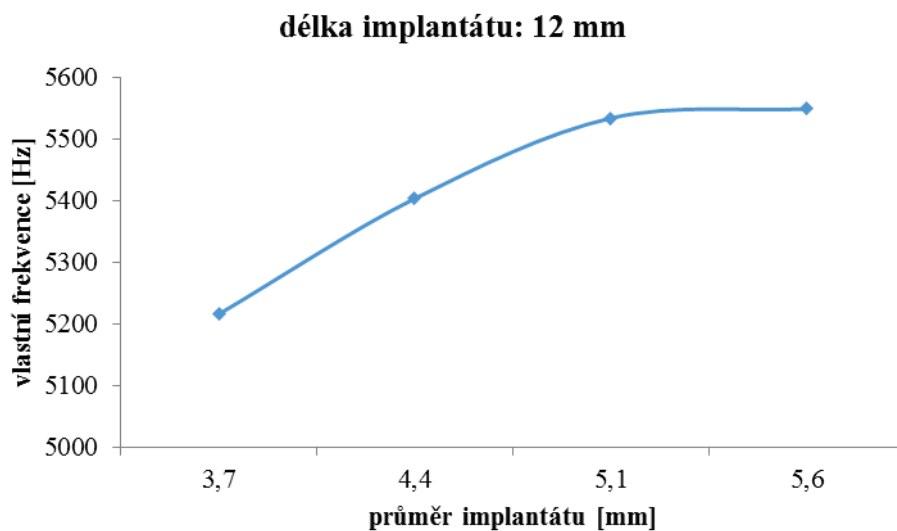


**Graf 10.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 5,1 mm

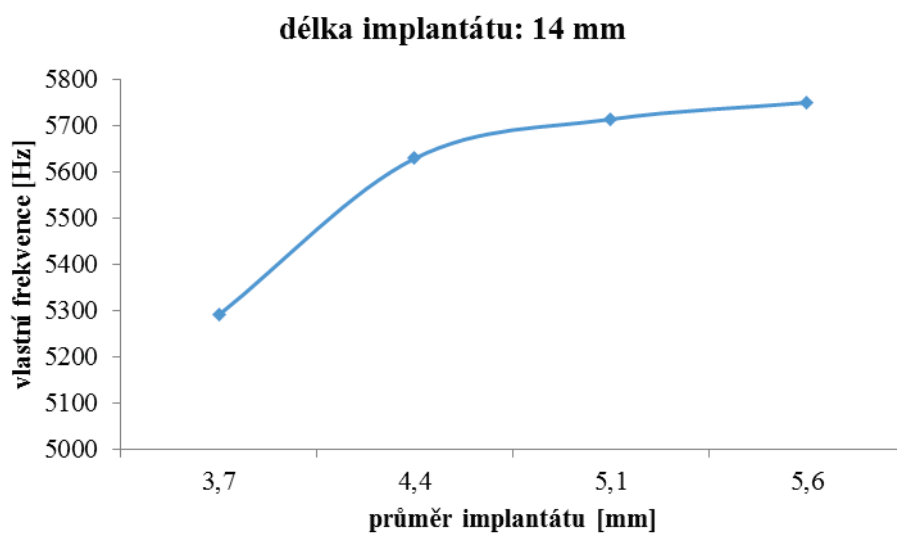


**Graf 11.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnící se délce implantátu o konstantním průměru 5,6 mm

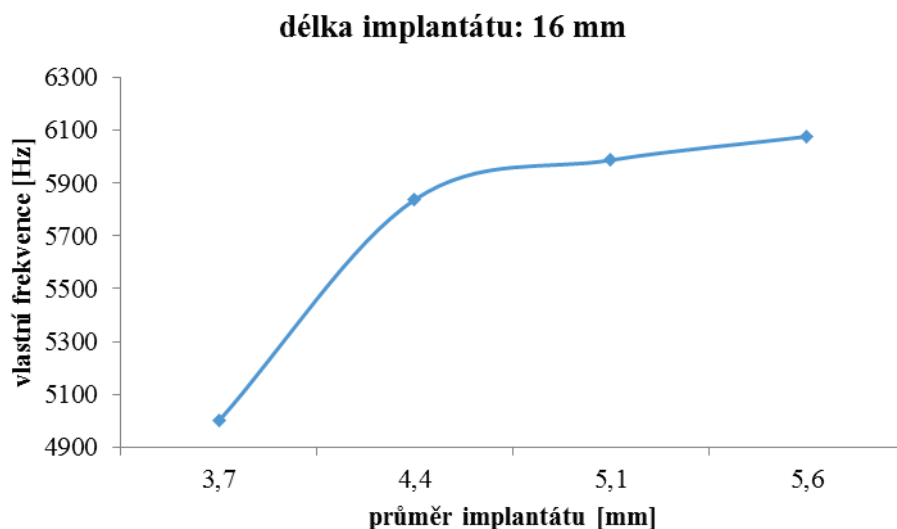
Výsledky závislosti vlastní rezonanční frekvence na jednotlivých průměrech implantátů, přičemž délky jsou konstantní, zobrazují grafy 12, 13 a 14.



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



**Graf 13.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnícím se průměru implantátu o konstantní délce 14 mm



**Graf 14.** Závislost vlastní rezonanční frekvence na měnícím se průměru implantátu o konstantní délce 16 mm

**4.3 Výsledky k bodu 2.3 Na základě klinické studie odhalit souvislost mezi délkou implantátu a jeho průměrem na straně jedné a primární stabilitou na straně druhé.**

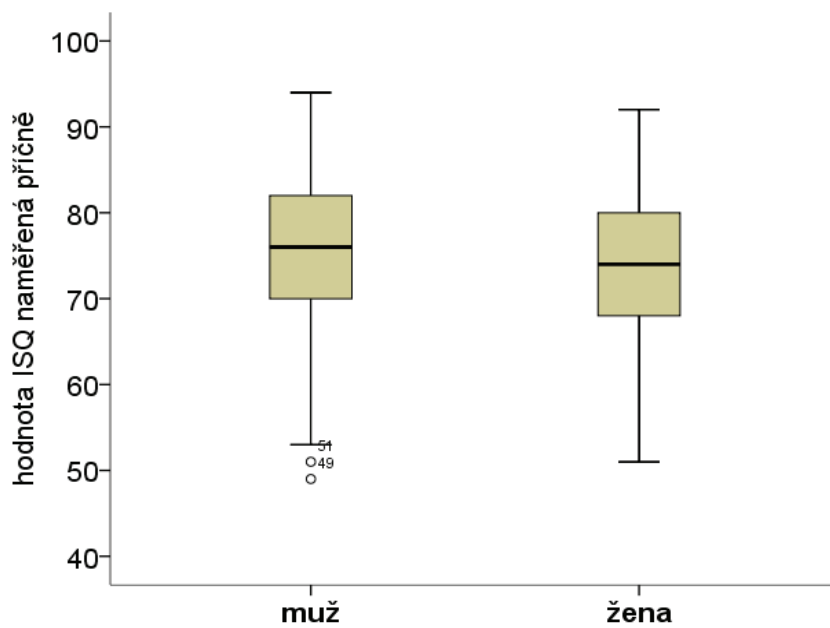
**4.3.1 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou POHLAVÍ**

Popisnou statistiku rozložení mužů a žen v souboru udává tabulka 10.

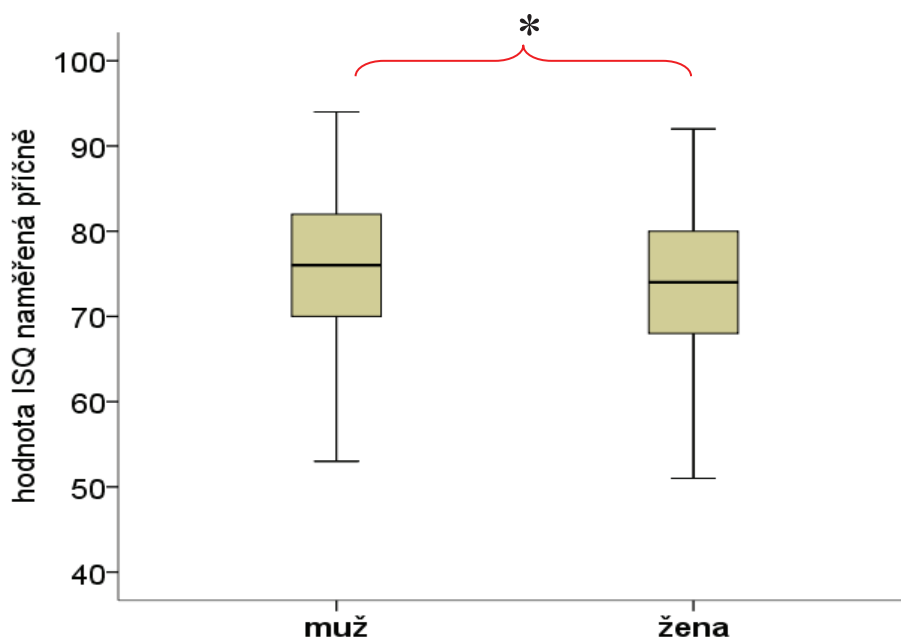
pohlaví	počet	procento
muž	249	46%
žena	289	54%
celkem	538	100%

**Tab. 10.** Rozložení mužů a žen v souboru

Graf 15a a graf 15b s tabulkou 11 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k pohlaví pacienta.



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



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

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. 11.** Popis hodnot ke grafu 15b

Nulová hypotéza o rovnosti průměrných hodnot ISQ pro muže a ženy se na 5% hladině významnosti zamítá. Hodnoty koeficientu ISQ jsou na základě výsledků t-testu pro muže (průměr ISQ = 75,6) a pro ženy (průměr ISQ = 73,7) statisticky signifikantní na 5% hladině významnosti ( $p\text{-value} = 0,009 < 0,05$ ).

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

Popisnou statistiku věkové struktury pacientů v analyzovaném souboru udává tabulka 12.

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

**Tab. 12.** Struktura pacientů v souboru s ohledem na věk

Aby bylo možné získat přehled o věkovém složení pacientů s ohledem na jejich pohlaví, byli pacienti rozděleni do tří věkových skupin. Při stanovení věkových kategorií hrálo roli rovnoměrné zastoupení mužů a žen, které znázorňuje tabulka 13. Následující tabulka 14 obsahuje popisné statistiky naměřených hodnot koeficientu ISQ v rámci jednotlivých věkových skupin a pohlaví pacientů.

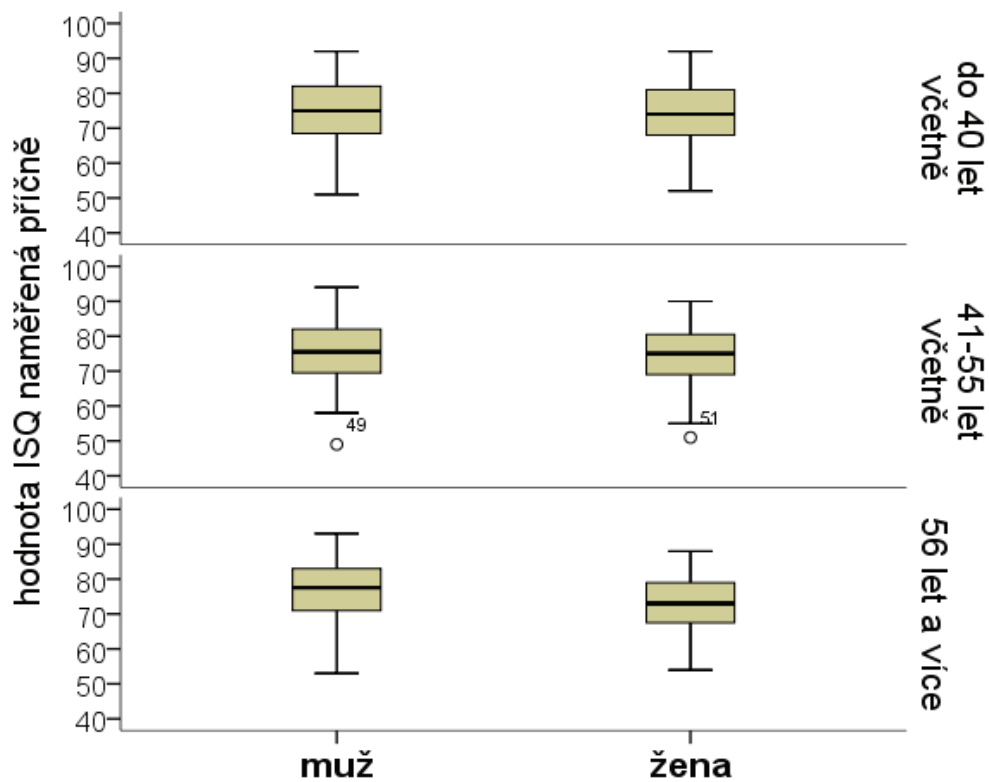
pohlaví vs. věkové skupiny	počet		procento	
	pohlaví			
věkové skupiny	muž	žena	muž	žena
do 40 let včetně	83	89	33%	30%
41-55 let včetně	84	100	34%	35%
56 let a více	82	100	33%	35%
celkem	249	289	100%	100%

**Tab. 13.** Zastoupení mužů a žen v souboru pacientů podle věkových skupin

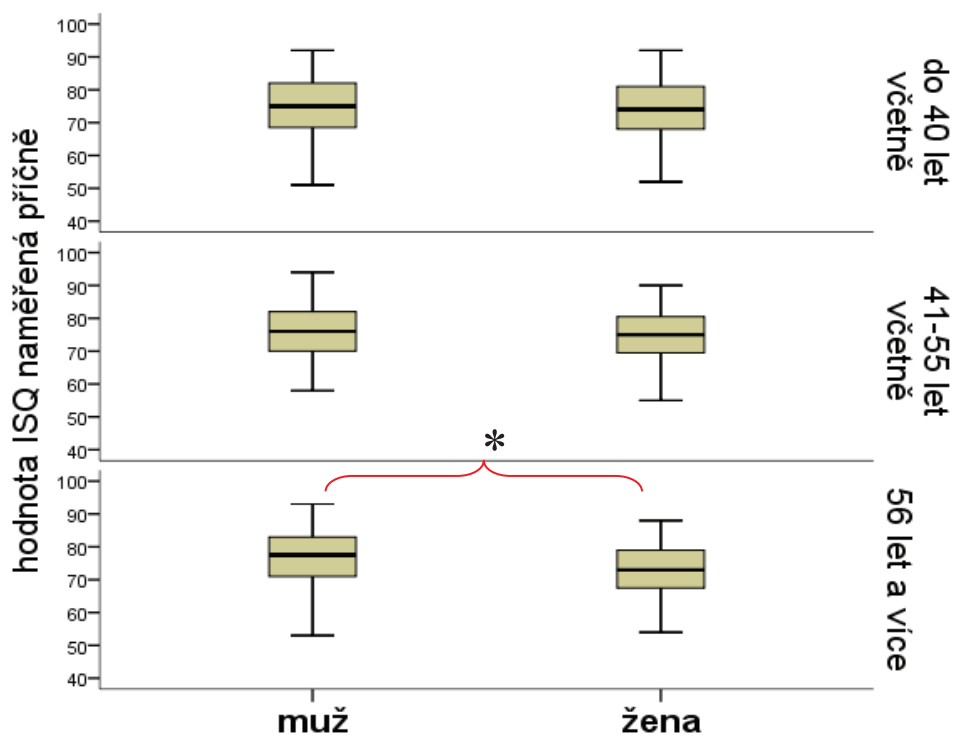
věkové skupiny	do 40 let včetně		41-55 let včetně		56 let a více	
	muž	žena	muž	žena	muž	žena
počet	83	89	84	100	82	100
průměr	33,0	31,6	49,0	48,0	65,4	63,6
směrodatná odchylka	5,6	7,2	4,2	4,2	7,5	6,0
median	35	33	50	48	64	63
modus	36	40	44	46	64	56
minimum	18	17	41	41	56	56
maximum	40	40	55	55	84	83

**Tab. 14.** Popisná statistika naměřených hodnot koeficientu ISQ v jednotlivých věkových skupinách podle pohlaví pacientů

Graf 16a a graf 16b s tabulkou 15 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k pohlaví a věkové kategorii pacienta.



Graf 16a. Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



Graf 16b. Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

ISQ	do 40 let včetně		41-55 let včetně		56 let a více	
	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. 15.** Popis hodnot ke grafu 16b

Při zkoumání průměrné hodnoty koeficientu ISQ zvlášť pro každou věkovou kategorii na základě t-testu byly získány následující výsledky:

1) ve věkové kategorii „do 40 let včetně“ je rozdíl mezi průměrnými hodnotami ISQ pro muže (průměr ISQ = 75,0) a pro ženy (průměr ISQ = 74,0) statisticky nesignifikantní ( $p\text{-value} = 0,513 > 0,05$ ) na 5% hladině významnosti.

2) ve věkové kategorii „41 - 55 let včetně“ je rozdíl mezi průměrnými hodnotami ISQ pro muže (průměr ISQ = 75,6) a pro ženy (průměr ISQ = 74,5) statisticky nesignifikantní ( $p\text{-value} = 0,332 > 0,05$ ) na 5% hladině významnosti.

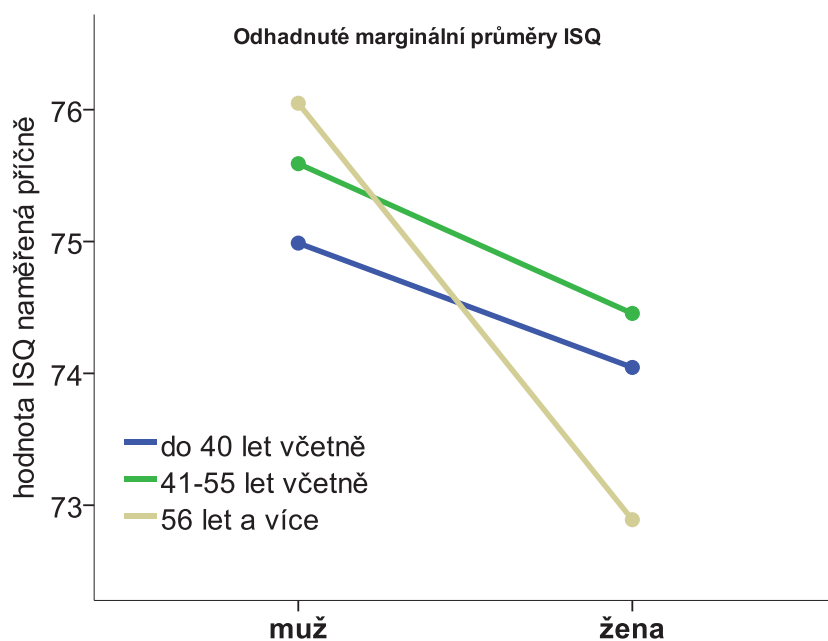
3) ve věkové kategorii „56 let a více“ je rozdíl mezi průměrnými hodnotami ISQ pro muže (průměr ISQ = 76,0) a pro ženy (průměr ISQ = 72,9) statisticky signifikantní ( $p\text{-value} = 0,010 < 0,05$ ) na 5% hladině významnosti.

Výše uvedené výsledky jsou vztaženy zvlášť ke každé věkové kategorii. Zajímalo nás, jak faktor věku resp. věkové kategorie a zároveň faktor pohlaví ovlivňuje průměrnou hodnotu ISQ. K tomu byla použita metoda analýzy rozptylu dvojného třídění neboli dvoufaktorová analýza rozptylu, kde jedním faktorem je věk resp. věková kategorie a druhým faktorem pohlaví pacienta.

Výsledek použití této metody udává faktor pohlaví jako statisticky významný s ohledem na hodnoty koeficientu ISQ ( $p\text{-value} = 0,018 < 0,05$ ), kdežto faktor věkové kategorie jako statisticky nevýznamný ( $p\text{-value} = 0,791 > 0,05$ ), stejně tak neexistence interakce věkové kategorie a pohlaví se nezamítá ( $p\text{-value} = 0,394 > 0,05$ ).

Z grafu 17 je patrné, že pohlaví nemá vliv na změny průměrných hodnot ISQ u pacientů do 55 let věku včetně. U starších pacientů však pohlaví svou roli hraje s ohledem na průměrnou

hodnotu ISQ, u starších žen, na rozdíl od mužů, je naměřená průměrná hodnota ISQ nižší než průměrné hodnoty ISQ u mladších žen.



**Graf 17.** Vliv pohlaví na změny průměrných hodnot ISQ v závislosti na věkové kategorii

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

Popisnou statistiku počtu implantátů zavedených v horní a dolní čelisti udává tabulka 16. Tabulka 17 doplňuje popis souboru o rozdělení podle kvadrantu, kam byl implantát zaveden.

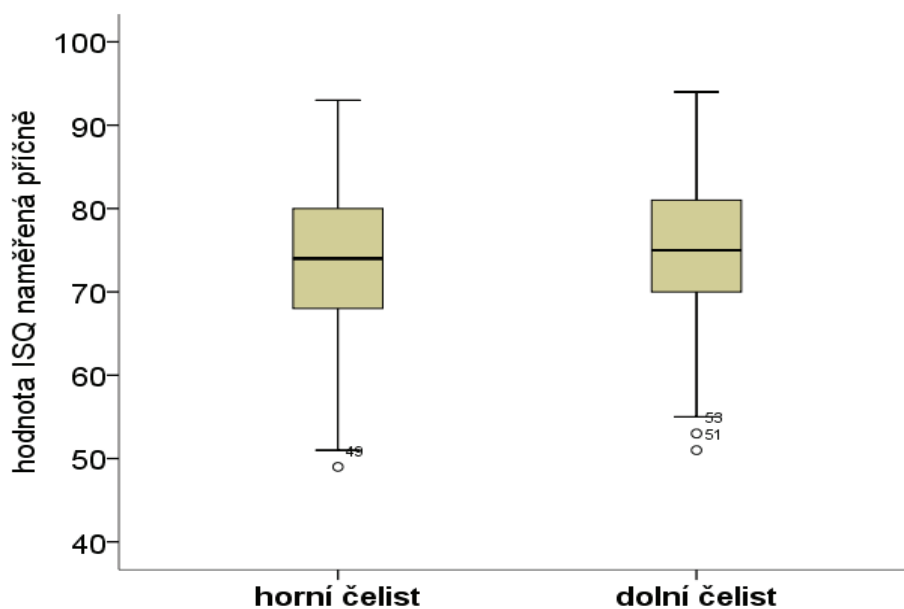
čelist	počet	procento
horní	275	51%
dolní	263	49%
celkem	538	100%

**Tab. 16.** Počet zavedených implantátů v horní a dolní čelisti

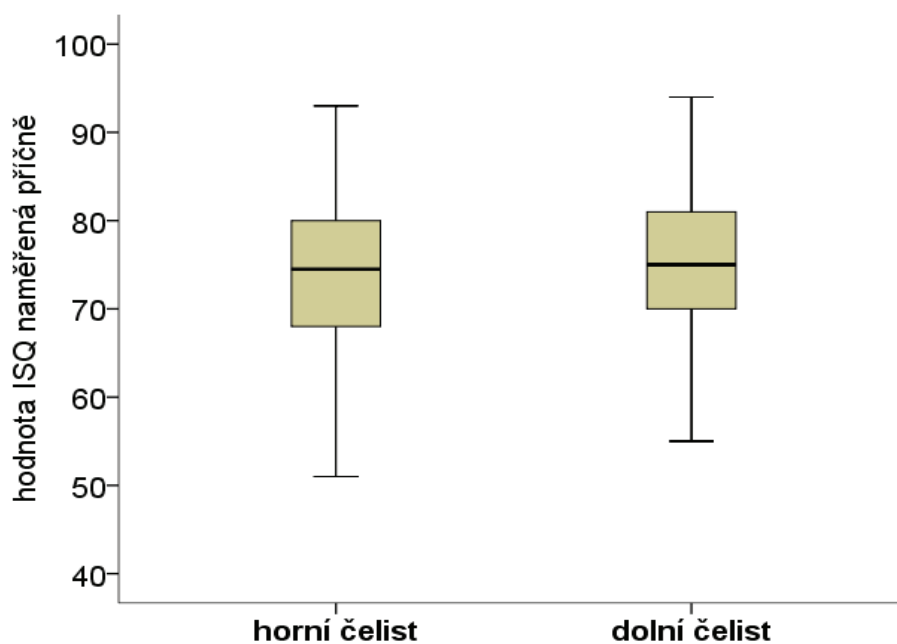
kvadrant	počet	procento
1.	140	26%
2.	135	25%
3.	121	23%
4.	142	26%
celkem	538	100%

**Tab. 17.** Přehled počtu zavedených implantátů podle kvadrantu

Graf 18a a graf 18b s tabulkou 18 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k umístění zubního implantátu v horní a dolní čelisti.



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



**Graf 18b.** 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
odlehlé hodnoty	-	-

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

Průměrné hodnoty koeficientu ISQ nejsou na základě výsledků t-testu pro implantáty v horní čelisti (průměr ISQ = 74,0) a pro implantáty v dolní čelisti (průměr ISQ = 75,3) statisticky signifikantní na 5% hladině významnosti ( $p\text{-value} = 0,089 > 0,05$ ).

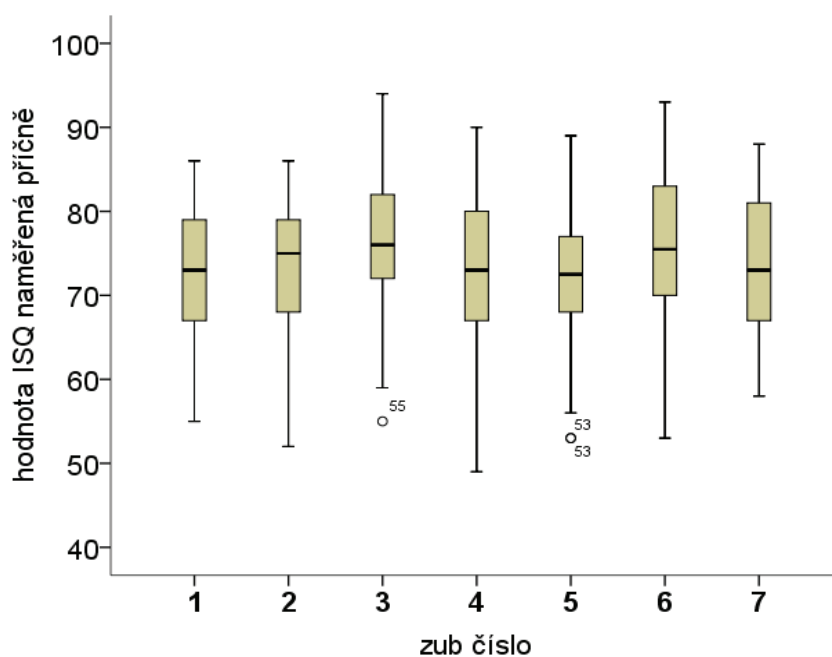
#### 4.3.4 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou ČÍSLO ZUBU

Popisnou statistiku zavedených implantátů v místech zubů 1 až 7 udává tabulka 19.

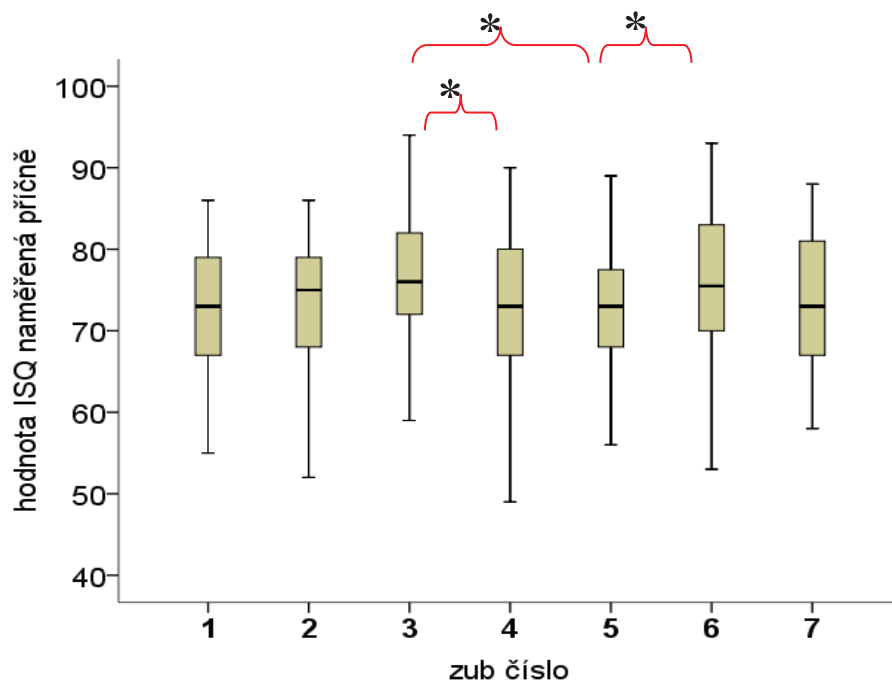
číslo zubu	počet	procento
1	53	10%
2	26	5%
3	98	18%
4	70	13%
5	90	17%
6	180	33%
7	21	4%
celkem	538	100%

**Tab. 19.** Celkový přehled zavedených implantátů podle nahrazovaného zubu bez rozdílu čelisti

Graf 19a a graf 19b s tabulkou 20 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k umístění zubního implantátu v horní či dolní čelisti.



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



**Graf 19b.** 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
odlehlé hodnoty	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 20.** Popis hodnot ke grafu 19b

Pokud bychom vycházeli z hypotézy, že průměrné hodnoty koeficientu ISQ jsou shodné pro zubní implantáty umístěné místo zubů 1-7, pak na základě výsledků analýzy rozptylu jednoduchého třídění na 5% hladině významnosti bychom ji zamítli ( $p\text{-value} = 0,001 < 0,05$ ). Pro zjištění, mezi kterými umístěními zubních implantátů se průměrné hodnoty ISQ liší, byla použita metoda Tukey-Kramer post hoc testu následného porovnávání, jíž byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměrnými hodnotami ISQ u zubních implantátů zubů 3 a 4 ( $p$ -

value = 0,047 < 0,05), zubů 3 a 5 (p-value = 0,021 < 0,05) a dále zubů 5 a 6 (p-value = 0,034 < 0,05) na 5% hladině významnosti.

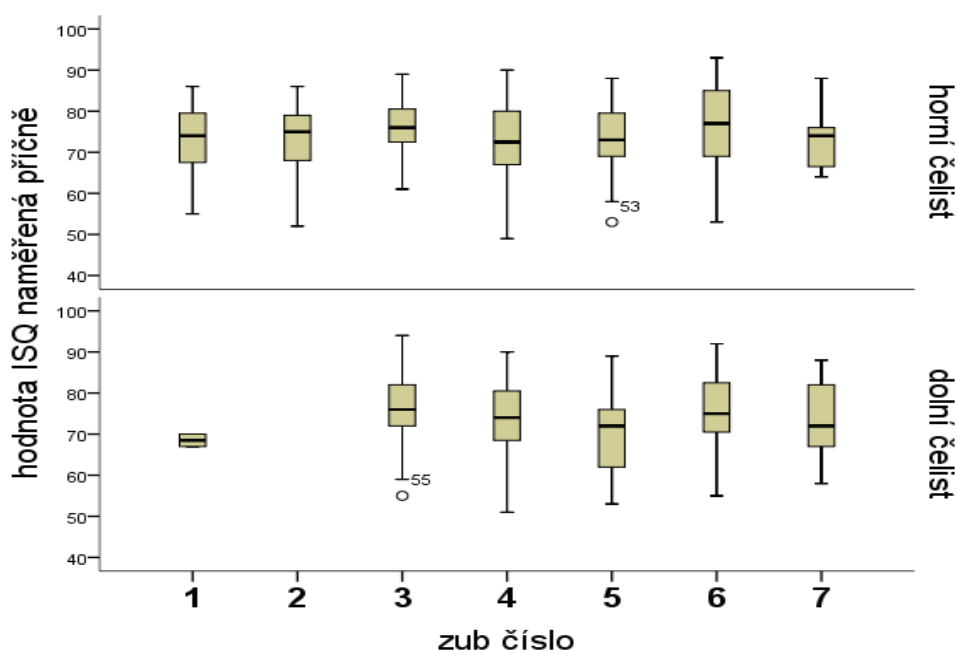
#### 4.3.5 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných ČÍSLO ZUBU a ČELIST

Popisnou statistiku počtu implantátů zavedených na místech zubů 1 až 7 v horní a dolní čelisti udává tabulka 21.

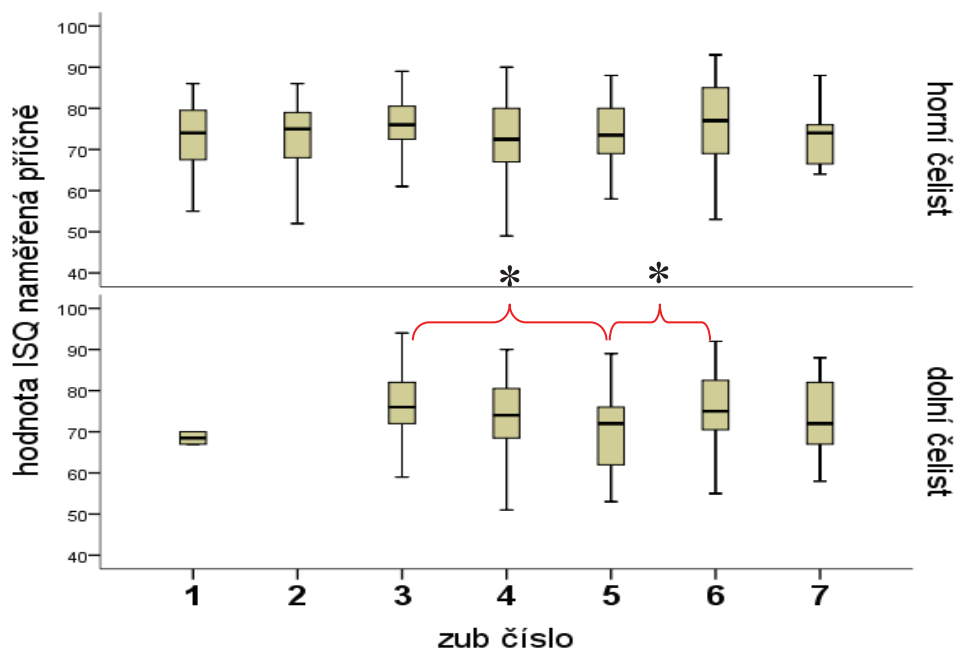
čelist vs. číslo zubu	počet		procento	
	čelist			
číslo zubu	horní	dolní	horní	dolní
1	51	2	9,5%	0,4%
2	26	0	4,8%	0,0%
3	20	78	3,7%	14,5%
4	46	24	8,6%	4,5%
5	55	35	10,2%	6,5%
6	69	111	12,8%	20,6%
7	8	13	1,5%	2,4%
celkem		538		100,0%

**Tab. 21.** Počet zavedených implantátů na místech zubů 1 až 7 v horní a dolní čelisti

Graf 20a a graf 20b s tabulkami 22 a 23 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k umístění zubního implantátu v horní či dolní čelisti.



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



**Graf 20b.** 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
směrod. 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
odlehlé hodnoty	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 22.** Popis hodnot ke grafu 20b 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
směrod. 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
odlehlé hodnoty	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 23.** Popis hodnot ke grafu 20b pro dolní čelist

Na základě výsledků Kruskal-Wallisova testu nejsou prostřední hodnoty (mediány) koeficientu ISQ pro zubní implantáty umístěné na místě zubů č. 1 až 7 v horní čelisti statisticky signifikantní ( $p\text{-value} = 0,341 > 0,05$ ) na 5% hladině významnosti. Jelikož zubní implantáty v dolní čelisti umístěné na místě zubu č. 1 byly pouze dva a na místě zubu č. 2 nebyl žádný, proto se testoval v dolní čelisti statistický rozdíl mezi naměřenými hodnotami ISQ pouze mezi místy zubů č. 3 až 7, přičemž výsledek Kruskal-Wallisova testu ukazuje na statisticky signifikantní rozdíl mezi mediány ISQ ( $p\text{-value} = 0,005 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami ISQ u zubních implantátů v dolní čelisti zubů č. 3 a 5 ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ) a dále zubů č. 5 a 6 ( $p\text{-value} = 0,002 < 0,05$ ).

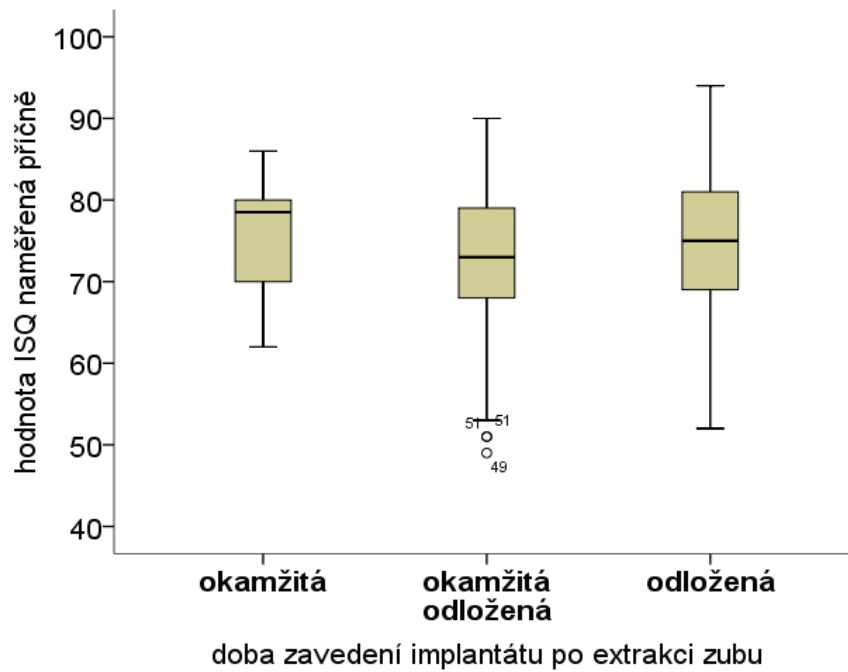
#### 4.3.6 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou DOBA ZAVEDENÍ IMPLANTÁTU PO EXTRAKCI ZUBU

Popisnou statistiku počtu zavedených zubních implantátů s ohledem na dobu zavedení, která uplynula po extrakci zubu, udává tabulka 24.

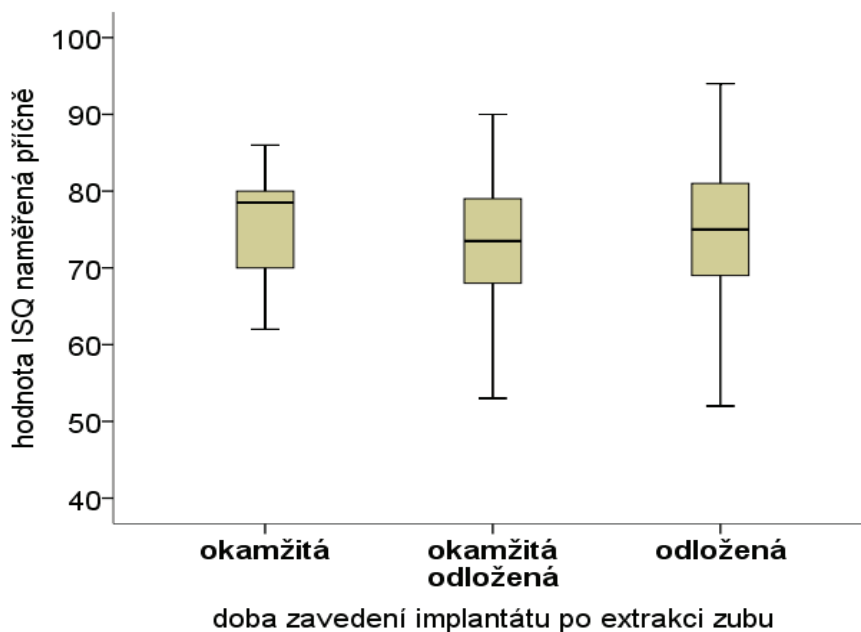
doba zavedení implantátu po extrakci zubu	počet	procento
okamžitá	12	2%
okamžitá odložená	113	21%
odložená	413	77%
celkem	538	100%

**Tab. 24.** Počty implantátů podle doby zavedení

Graf 21a a graf 22b s tabulkou 25 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k době zavedení implantátu po extrakci zubu.



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



**Graf 21b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ

Na základě výsledků Kruskal-Wallisova testu nejsou s ohledem na dobu zavedení zubního implantátu po extrakci zubu rozdíly mezi prostředními hodnotami (mediány) koeficientu ISQ pro zubní implantáty statisticky významné ( $p\text{-value} = 0,225 > 0,05$ ) na 5% hladině významnosti.

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
odlehlé hodnoty	-	-	-

**Tab. 25.** Popis hodnot ke grafu 21b

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

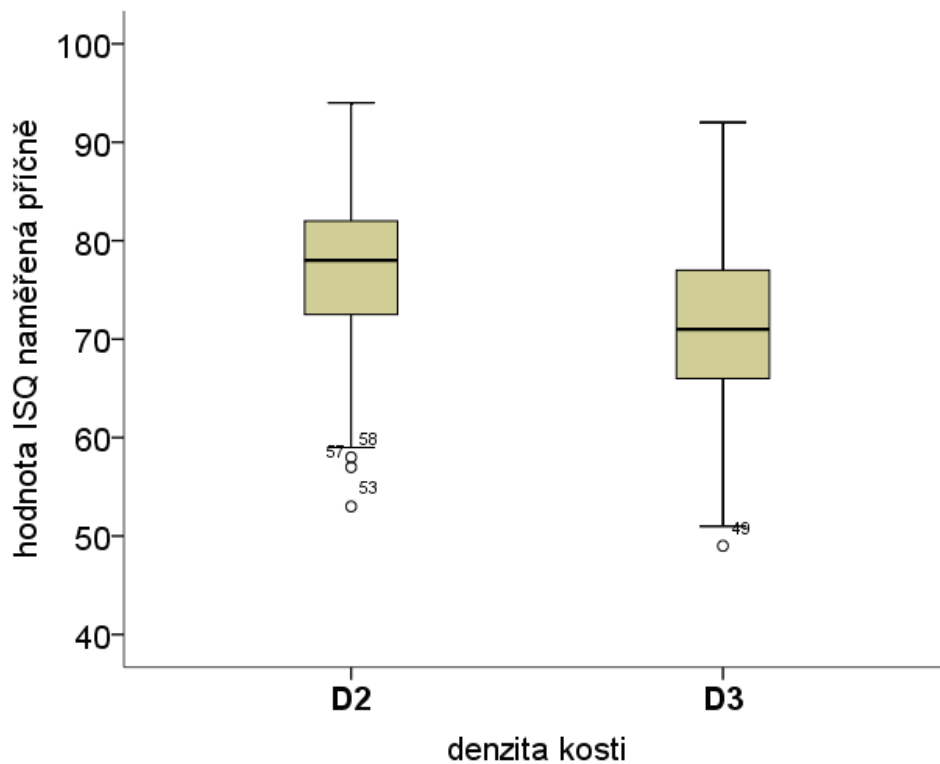
Popisnou statistiku počtu pacientů s kvalitou kosti D2 a D3 udává tabulka 26.

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

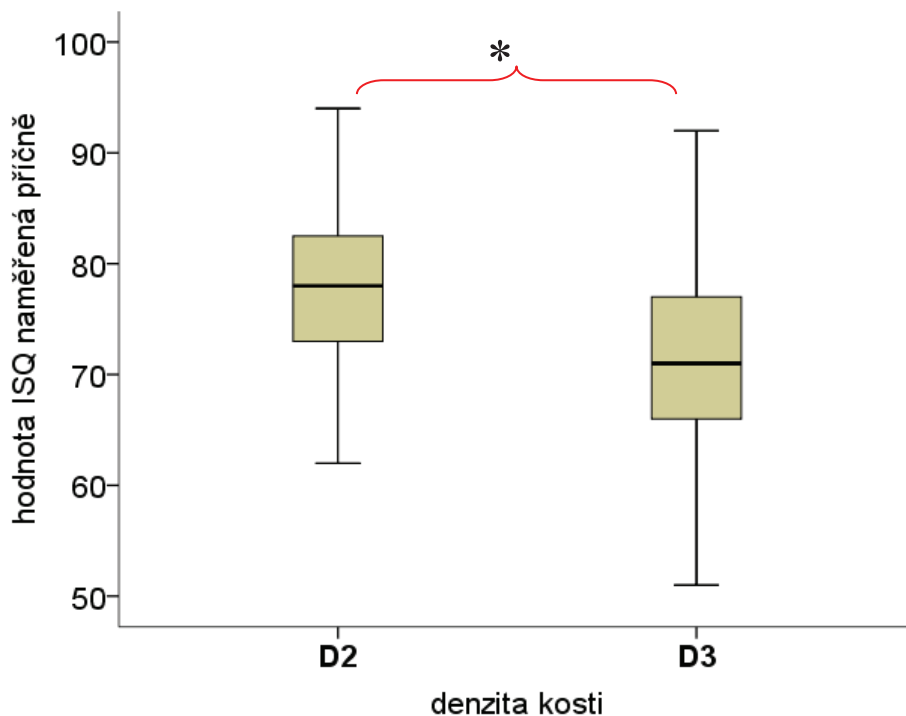
**Tab. 26.** Procentuální rozdělení zavedených implantátů podle kvality kosti

Graf 22a a graf 22b s tabulkou 27 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k denzitě kosti.

Průměrné hodnoty koeficientu ISQ jsou na základě výsledků t-testu pro pacienty s kvalitou kosti D2 (průměr ISQ = 77,8) a pro pacienty s kvalitou kosti D3 (průměr ISQ = 70,9) statisticky signifikantní na 5% hladině významnosti ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ).



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



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

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. 27.** Popis hodnot ke grafu 22b

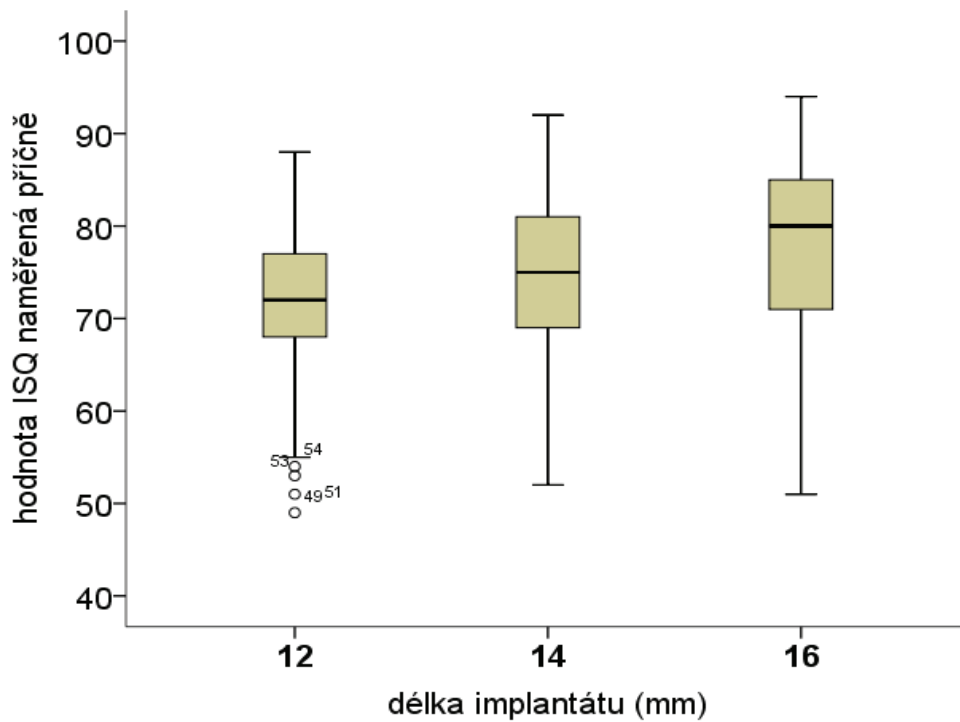
#### 4.3.8 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou DÉLKA IMPLANTÁTU

Popisnou statistiku počtu implantátů s ohledem na jejich délku udává tabulka 28.

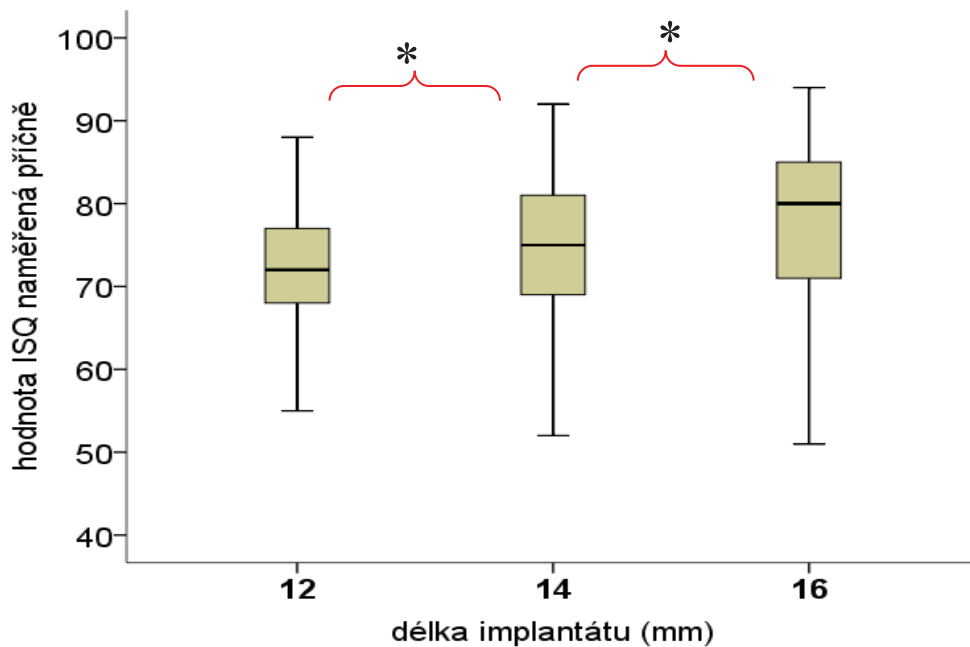
délka implantátu	počet	procento
12 mm	186	35%
14 mm	215	40%
16 mm	137	25%
celkem	538	100%

**Tab. 28.** Počet zavedených implantátů podle jejich délky

Graf 23a a graf 23b s tabulkou 29 znázorní pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k délce implantátu.



**Graf 23a.** Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



**Graf 23b.** Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

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. 29.** Popis hodnot ke grafu 23b

Na základě výsledků Kruskal-Wallisova testu jsou s ohledem na délku zubního implantátu hodnoty mediánů koeficientu ISQ statisticky signifikantní ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ) na 5% hladině významnosti. Post-hoc analýzou se prokázal statisticky signifikantní rozdíl mezi všemi mediány koeficientů ISQ všech délek implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$  pro rozdíl mezi 12 a 14 mm,  $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$  pro rozdíl mezi 12 a 16 mm,  $p\text{-value} = 0,001 < 0,05$  pro rozdíl mezi 14 a 16 mm).

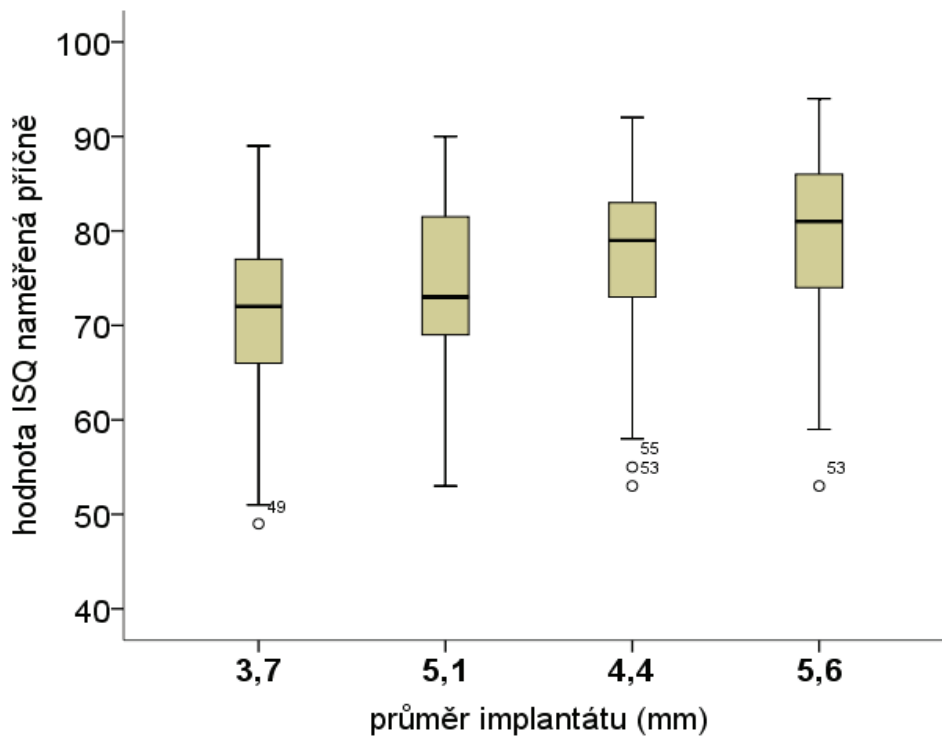
#### 4.3.9 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na proměnnou PRŮMĚR IMPLANTÁTU

Popisnou statistiku počtu zubních implantátů s ohledem na jejich průměr udává tabulka 30.

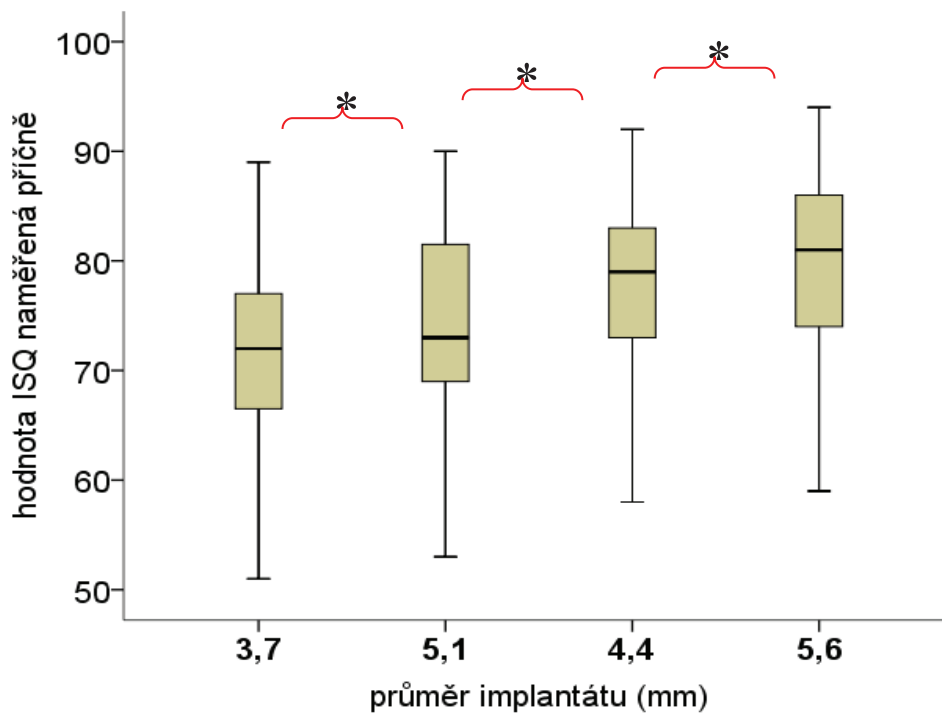
průměr implantátu	počet	procento
3,7 mm	232	43%
5,1 mm	107	20%
4,4 mm	125	23%
5,6 mm	74	14%
celkem	538	100%

**Tab. 30.** Počty zavedených implantátů průměrů 3,7 mm 4,4 mm, 5,1 mm a 5,6 mm

Graf 24a a graf 24b s tabulkou 31 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k průměru implantátu.



24a. Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



Graf 24b. Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky signifikantní rozdíl na 5% hladině významnosti)

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
odlehle hodnoty	-	-	-	-

**Tab. 31.** Popis hodnot ke grafu 24b

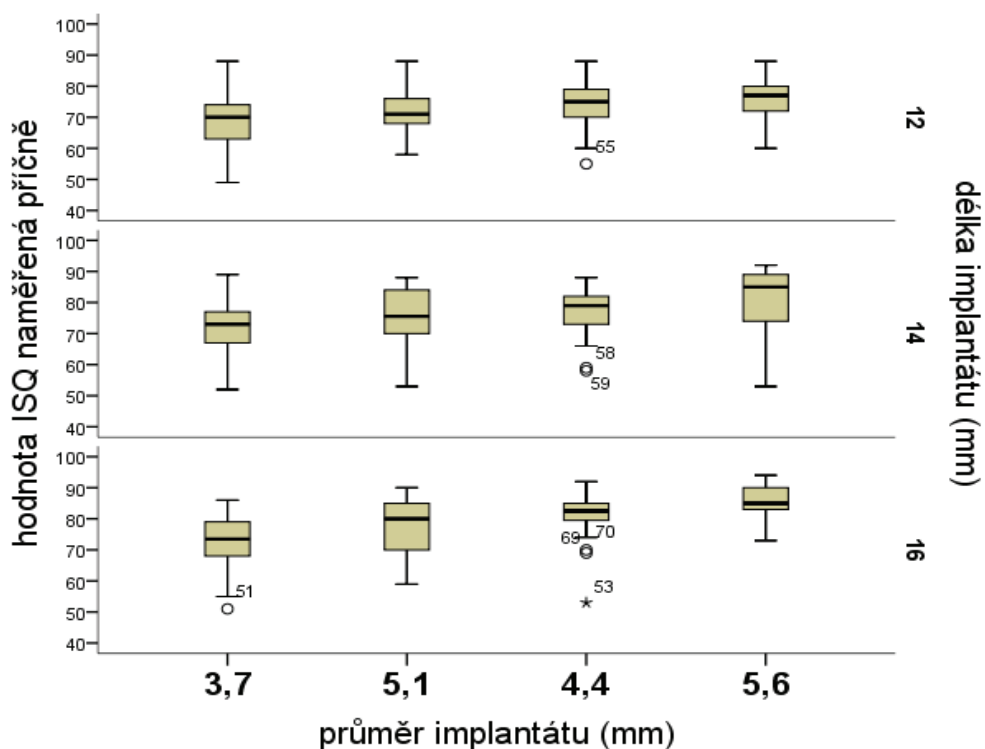
Na základě výsledků Kruskal-Wallisova testu jsou s ohledem na průměr zubního implantátu hodnoty mediánů koeficientu ISQ statisticky signifikantní ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ) na 5% hladině významnosti. Post-hoc analýzou se prokázal statisticky signifikantní rozdíl mezi všemi mediány koeficientů ISQ všech průměrů implantátů navzájem ( $p\text{-value} = 0,002 < 0,05$  pro rozdíl mezi 3,7 a 5,1 mm,  $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$  pro rozdíl mezi 3,7 a 4,4 mm,  $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$  pro rozdíl mezi 3,7 a 5,6 mm,  $p\text{-value} = 0,002 < 0,05$  pro rozdíl mezi 5,1 a 4,4 mm,  $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$  pro rozdíl mezi 5,1 a 5,6 mm,  $p\text{-value} = 0,037 < 0,05$  pro rozdíl mezi 4,4 a 5,6 mm).

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

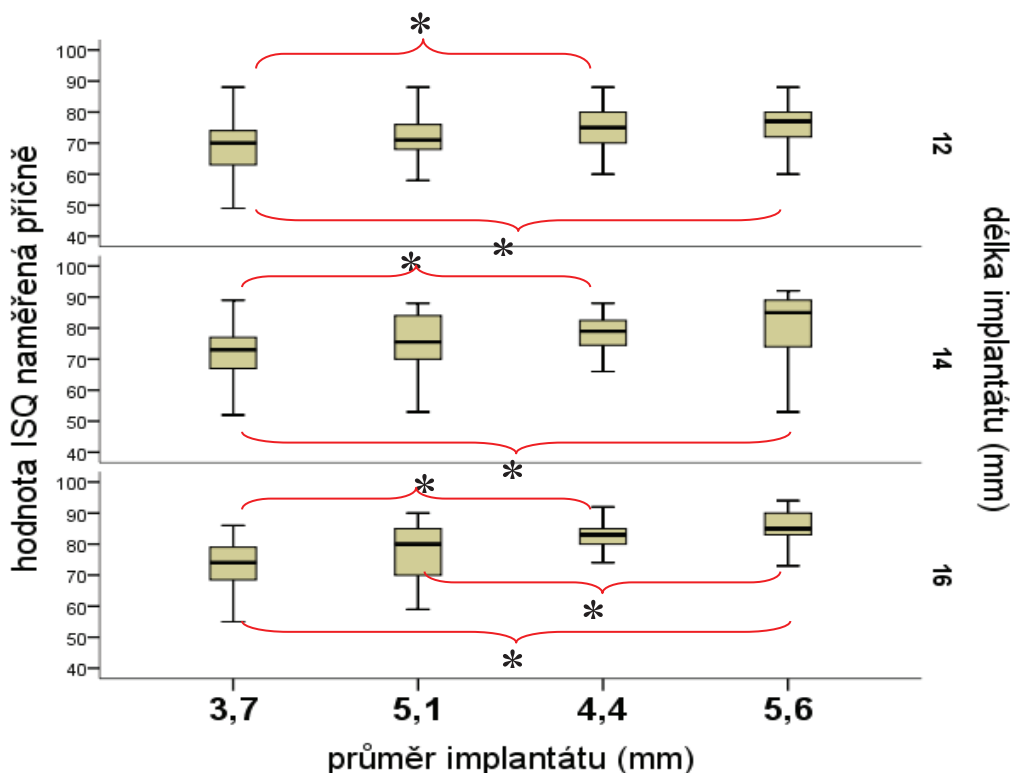
Popisnou statistiku počtu implantátů s ohledem na jejich délku a průměr udává tabulka 32.

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. 32.** 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 25a. Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



Graf 25b. Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (\* statisticky významný rozdíl na 5% hladině významnosti)

Graf 25a a graf 25b s tabulkou 33 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení namě-

řených hodnot ISQ vzhledem k průměru a délce implantátu.

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
směrod. 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
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 33.** Popis hodnot ke grafu 25b

Na základě Kruskal-Wallisova testu jsme z naměřených hodnot ISQ získali následující výsledky:

1) pro délku implantátu 12 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,058 > 0,0083$ ) na hladině významnosti 0,83% ( $=5\%/6$ , jelikož porovnáváme celkem 6 dvojic), dále mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,048 > 0,0083$ ), průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,028 > 0,0083$ ) a průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,577 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ) a mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ )

2) pro délku implantátu 14 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,009 > 0,0083$ ), průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,352 > 0,0083$ ), průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,037 > 0,0083$ ) a průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,080 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ) a průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ).

3) pro délku implantátu 16 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 <$

0,05). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,044 > 0,0083$ ), průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,089 > 0,0083$ ) a průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,027 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ) a mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,005 < 0,0083$ ).

Výsledky testování jsou pro lepší přehled uvedeny v následující tabulce 34, v níž jsou červenou barvou vyznačeny p-value hodnoty, které určují statisticky signifikantní rozdíl hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry implantátů.

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	-

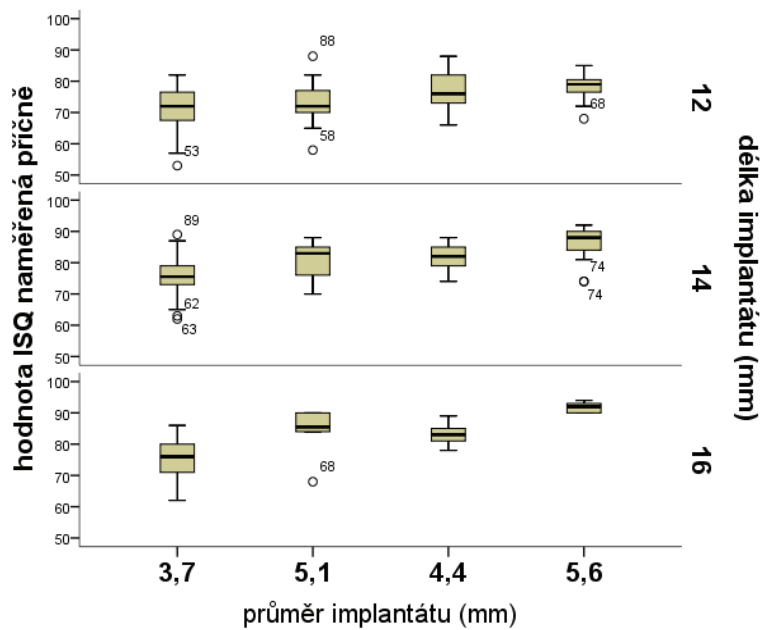
**Tab. 34.** Výsledky testování hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry a délkami implantátů

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

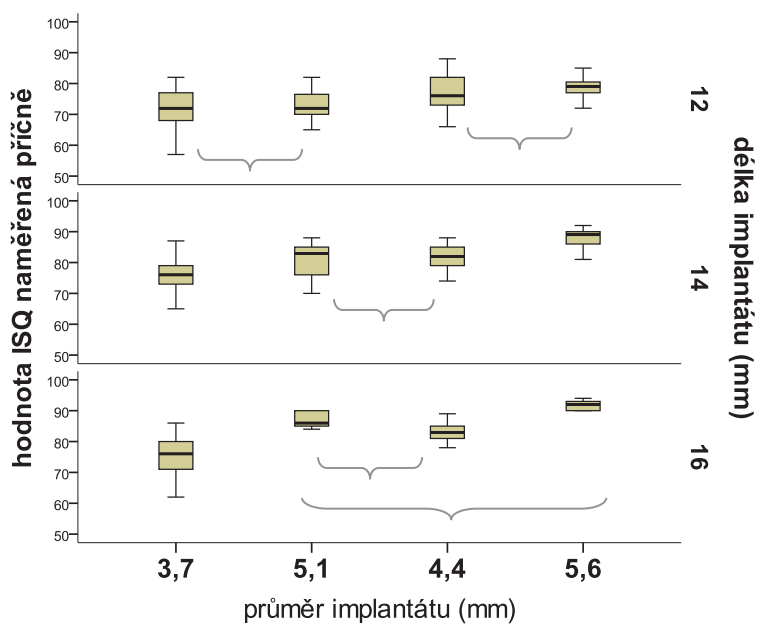
průměr vs. délka	počet			procento z D2			procento z D2, D3		
	délka implantátu								
průměr implantátu	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm	12 mm	14 mm	16 mm
3,4 mm	35	54	41	32%	48%	55%	19%	25%	30%
5,1 mm	30	21	6	27%	19%	8%	16%	10%	4%
4,4 mm	29	22	22	26%	20%	30%	16%	10%	16%
5,6 mm	16	15	5	15%	13%	7%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

**Tab. 35.** Počty zubních implantátů s ohledem na jejich délku, průměr a kvalitu kosti D2

Popisnou statistiku počtu zubních implantátů s ohledem na jejich délku, průměr a kvalitu kosti D2 udává tabulka 35. Graf 26a a graf 26b s tabulkou 36 znázorňují pomocí krabicových diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k průměru a délce implantátu a denzitě kosti D2.



Graf 26a. Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



Graf 26b. Box-ploty bez odlehlých hodnot ISQ (šedou spojnici 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
směrod. 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. 36.** Popis hodnot ke grafu 26b

Na základě Kruskal-Wallisova testu jsme z naměřených hodnot ISQ pro kvalitu kosti D2 získali následující výsledky:

1) pro délku implantátu 12 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,423 > 0,0083$ ) na hladině významnosti 0,83% ( $=5\%/6$ , jelikož porovnáváme celkem 6 dvojic) a dále mezi průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,165 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,002 < 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,006 < 0,0083$ ) a mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ).

2) pro délku implantátu 14 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl pouze mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,732 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,001 < 0,0083$ ) a mezi průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ).

3) pro délku implantátu 16 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,026 > 0,0083$ ) a mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,024 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} =$

0,001 < 0,0083), mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm (p-value = 0,000 < 0,0083) a mezi průměry 4,4 mm a 5,6 mm (p-value = 0,001 < 0,0083).

Výsledky testování jsou pro lepší přehled uvedeny v následující tabulce 37, v níž jsou červenou barvou vyznačeny p-value hodnoty, které určují statisticky signifikantní rozdíl hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry implantátů.

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

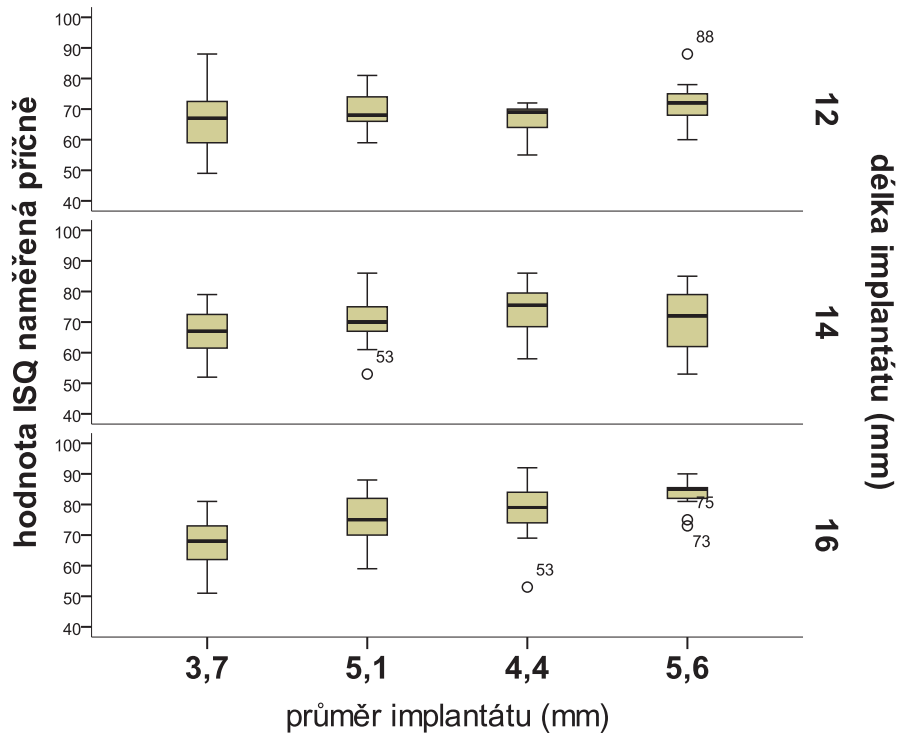
#### 4.3.12 Analýza naměřených hodnot ISQ s ohledem na kombinaci proměnných DÉLKA IMPLANTÁTU, PRŮMĚR IMPLANTÁTU a KVALITA KOSTI D3

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	52%	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%

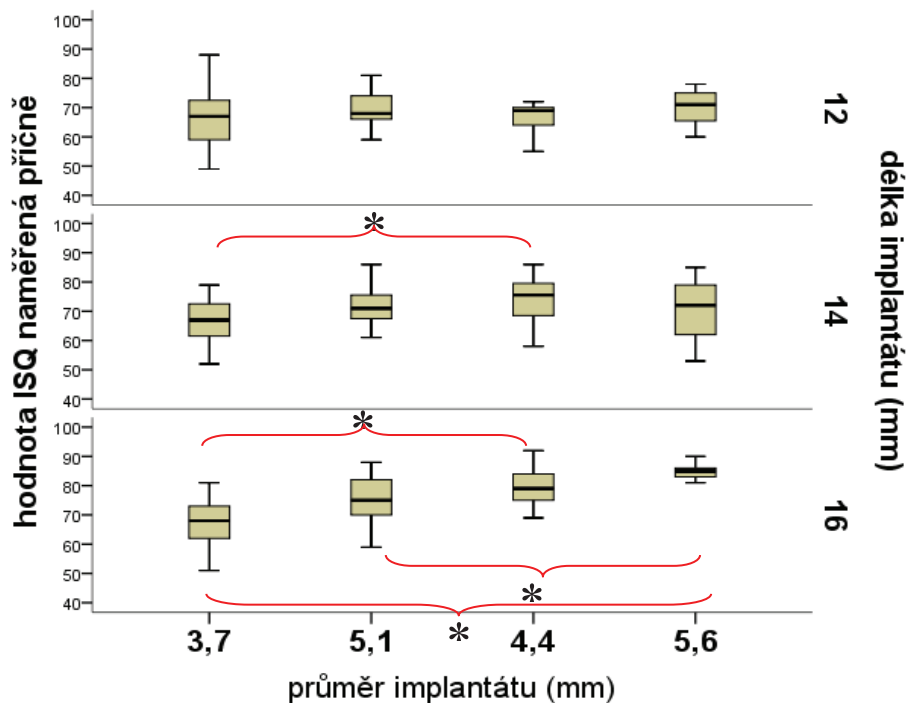
**Tab. 38.** Počty zubních implantátů s ohledem na jejich délku, průměr a kvalitu kosti D3

Popisnou statistiku počtu zubních implantátů s ohledem na jejich délku a průměr a kvalitu kosti D3 udává tabulka 38. Graf 27a a graf 27b s tabulkou 39 znázorňují pomocí krabicových

diagramů rozdělení naměřených hodnot ISQ vzhledem k průměru a délce implantátu a denzitě kosti D3.



Graf 27a. Box-ploty s odlehlými hodnotami ISQ



Graf 27b. 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
směrod. 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
odlehle hodnoty	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

**Tab. 39.** Popis hodnot ke grafu 27b

Na základě Kruskal-Wallisova testu jsme z naměřených hodnot ISQ pro kvalitu kosti D3 získali následující výsledky:

1) pro délku implantátu 12 mm není možné zamítnout hypotézu o shodě mediánů koeficientů ISQ mezi všemi průměry implantátů na 5% hladině významnosti ( $p\text{-value} = 0,373 > 0,05$ ). Metoda post-hoc následného porovnávání je aplikována i v tomto případě, ale pouze pro úplnost výsledků hodnot  $p\text{-value}$  do tabulky 40. Nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,266 > 0,0083$ ) na hladině významnosti 0,83% ( $=5\%/6$ , jelikož porovnáváme celkem 6 dvojic), mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,921 > 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,158 > 0,0083$ ), mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,463 > 0,0083$ ), mezi průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,145 > 0,0083$ ) a mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,606 > 0,0083$ )

2) pro délku implantátu 14 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,002 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,029 > 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,207 > 0,0083$ ), mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,151 > 0,0083$ ), mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,912 > 0,0083$ ) a mezi průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,435 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ )

3) pro délku implantátu 16 mm vyšly na 5% hladině významnosti statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách koeficientu ISQ mezi všemi průměry implantátů ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,05$ ). Metodou post-hoc následného porovnávání nebyl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl

mezi průměry 3,7 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,014 > 0,0083$ ), mezi průměry 4,4 mm a 5,1 mm ( $p\text{-value} = 0,081 > 0,0083$ ) a mezi průměry 4,4 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,039 > 0,0083$ ). Naopak statisticky signifikantní rozdíl byl zjištěn mezi průměry 3,7 mm a 4,4 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ), mezi průměry 3,7 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,000 < 0,0083$ ) a mezi průměry 5,1 mm a 5,6 mm ( $p\text{-value} = 0,001 < 0,0083$ ).

Výsledky testování jsou pro lepší přehled uvedeny v tabulce 40, v níž jsou červenou barvou vyznačeny p-value hodnoty, které určují statisticky signifikantní rozdíl hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry implantátů.

průměr implantátu v 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. 40.** Výsledky testování hodnot koeficientu ISQ mezi jednotlivými průměry a délkami implantátů a kvalitou kosti D3

## 5 Diskuse

### 5.1 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 nejpríznivějších hodnot rozložení napjatosti (tj. tlakového, tahového a smykového napětí) na rozhraní implantát – kost při současné vysoké mechanické kompatibilitě [10, 21, 54, 61, 86]. Zároveň platí, 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 [168] a různá kvalita okolní kosti, implantát s nevhodnou geometrií nebo přílišné zatížení mohou být etiologickým činitelem nepříznivého mechanického napětí, jež 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 [186].

K definování materiálového modelu se používá zejména Youngův modul pružnosti, který je charakterizován jako funkce hustoty okolní kosti [26, 107, 108]. Van Staden a kol. [186] 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. [144] 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 [28] 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 [30, 150].

Jedním z problémů simulací pomocí MKP v dentální implantologii je však to, že vzhledem k nehomogenitě kosti je obtížné všechny její vlastnosti postihnout [6, 55]. Ukazuje se, že při použití homogenního materiálového modelu kosti je potřeba počítat s možným nadhodnoce-

ním [19] nebo podhodnocením výsledného napětí [197], nicméně mezi izotropním a ortotropním nehomogenním materiálovým modelem není významný rozdíl ve výsledných hodnotách vzniklého napětí [181]. 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 nejvýrazněji reaguje na změnu tvaru závitu tlakové napětí v kosti, přičemž nejmenší napětí vzniká v plochém a největší v obráceném pilovitém závitu. Z hlediska tahového napětí se jeví jako nejlepší pilovitý kortikální profil ISO Shallow HA a jako nejméně vhodný vychází metrický závit. K podobným závěrům dospěli i Eraslan a kol. [36] a Lan a kol. [94]

Zjištěné hodnoty smykového napětí na rozhraní implantát – kost u všech typů závitů byly v úzkém rozpětí od 0,76 MPa do 1,2 MPa, tudíž z hlediska posouzení nejvhodnějšího typu závitu 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 [192].

Všechna napětí (čili tlakové, tahové a smykové) dosahují nejvyšších hodnot v oblasti prvních závitů v kortikální kosti, což koresponduje se zjištěními i dalších autorů [29, 36, 94]. Rozložení napětí podél dlouhé osy implantátu je podobné pro všechny zkoumané typy závitu s pochopitelným rozdílem napětí mezi kortikální a spongiózní kostí. Oblast prvního závitu 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 proto řada výrobců opatřuje krček implantátu takzvaným mikrozávitěm, který napomáhá lepšímu rozložení napětí [10, 21, 61, 86, 168].

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 závitu spočítán ukazatel přenosu napětí mezi kostí a implantátem [54]. Nejvhodnější implantát by měl mít stejnou tuhost jako okolní kost, a tak 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 závitu 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 [2, 6, 36]. Z naměřených hodnot jako relativně nejvhodnější vychází implantát s plochým profilem závitů, jeho výroba je však výrazně nákladnější než u ostatních typů závitů. Tuto nevýhodu nevyváží získaná redukce napětí, která není extrémně výraznější ve srovnání s ostatními typy.

## **5.2 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. Meredith et al. [122, 123, 124] a Sennerby et al. [165, 166], dospěli k závěru, že rezonanční frekvence je vysoce efektivní kvalitativní metoda, a navrhli její použití k posouzení stability implantátů. Následné studie [17, 32, 70, 71, 124, 198] 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 [6, 55]. Narozdíl od analytických řešení totiž MKP reálně postihuje jak geometrii implantátu, tak i kosti. Její nevýhodou je, že se jedná o teoretický přístup a ověření výsledných hodnot vlastních frekvencí získaných pomocí MKP je možné pouze experimentálně [87].

Z jednohmotového analytického modelu (obr. 20) 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.

Pomocí MKP bylo zjištěno, že vlastní tvary (módy) samotného implantátu jsou nejprve ohybové, následuje tvar torzní a nakonec tvar tahový. Ostatní tvary jsou složené a tudíž obtížně měřitelné. Obdobné zjištění platí i pro systém kost – implantát – SmartPeg. Informace o vlastních tvarech je velmi důležitá, neboť přístroj Osstell<sup>®</sup> je schopen měřit pouze ohybové tvary kmitů, a to pouze u první vlastní frekvence [145, 165]. I v dalších studiích [5, 198] autoři prokázali, že přístroj Osstell<sup>®</sup> v některých případech nezaznamenává první vlastní frekvenci, ale zachycuje až frekvence vyšší, to v případě, že první frekvence neleží 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<sup>®</sup> 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 [64, 190], přes autory nalézající u krátkých implantátů vyšší procento primárního selhání [102, 103] až po autory neshledávající jednoznačný rozdíl mezi krátkými a dlouhými implantáty [125, 134]. Je tedy zřejmé, že kromě délky implantátu se na jeho oseointegraci výrazně podílí i další faktory, jako např. průměr implantátu [156].

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 [127, 154] a zaštiťují se odkazem na lepší výsledky měření pomocí RFA. Nicméně v některých studiích [78, 129, 167] 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 však i autoři [146, 182], 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, kteří se zabývají 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.

### **5.3 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 (RFA). García a kol. [51] 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 v 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 studii [15] a v počtu pacientů i výrazně převyšuje soubory jiných autorů [141, 76, 78, 109, 140, 141]. 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 [50, 158, 160], 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 a za hlavní vlivy na její kvalitu (kromě již zmíněné chirurgické techniky a operačního protokolu) se dále považuje kvalita kosti a design implantátu [76, 88, 128, 162]. Další proměnné (jako např. pohlaví, věk, typ čelisti, lokalizace implantátu a doba uplynulá od extrakce do zavedení implantátu) nemají na primární stabilitu významnější dopad [122, 128, 136]. Tato zjištění korespondují s našimi výsledky, kdy 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 [11, 199]. 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 ve vztahu věku 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 me-

nopauza a s ní spojený častější výskyt změny kvality kosti ve smyslu osteoporózy u žen ve vyšší věkové skupině [49, 56]. Nicméně z hlediska klinické významnosti jsou zjištěné rozdíly opět zanedbatelné a vyšší věk u žen není kontraindikací k zavedení implantátů [118]. 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 [66, 88, 114].

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. Ke stejným závěrům dospěl např. i Miyamoto a kol. [127].

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 s 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, tak jsme neshledali 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 [33, 66, 79, 88, 101, 114, 126, 127, 130, 140, 152, 170]. 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 [115, 142]. Její hodnocení podle dnes používané klasifikace od Lekholma a Zarba na typ D1, D2, D3 a D4 (tab. 2) je však 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) 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. [161] a Vrbové a kol. [187], že dentální implantát ukotvený v kvalitní kosti má lepší stabilitu a díky tomu dochází k rychlejší a dokonalejší oseointegraci.

Názory na vliv délky implantátů na jejich dlouhodobé fungování nejsou jednotné, což potvrzují studie zabývající se touto problematikou [100, 154, 156, 173] 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 [57, 153], přes skupiny tvrdící, že výsledky jsou stejné [37, 103, 125, 157] nebo že krátké implantáty selhávají častěji, ale je to ještě akceptovatelné [102], až po skupinu prokazující, že krátké implantáty mají vyšší riziko selhání [64, 133]. Přičemž např. Weng a kol. [190] 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 [153].

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 ve prospěch vždy implantátu delšího. Z klinických výsledků našeho souboru je tedy patrné, že s prodlužující se délkou implantátu roste jeho primární stabilita charakterizovaná 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 neprojevovalo. 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 Romeo a kol. [157], Bahat a kol. [15], Garlini a kol. [52] a Lemmerman a kol. [103] ve svých studiích neprokázali jednoznačnou výhodu v použití širšího implantátu ve srovnání se standardním průměrem a Friberg a kol. [40] nezjistili statisticky

signifikantní rozdíl v počtu selhaných implantátů v závislosti na jejich průměru. Jsou ale i autoři, jako např. Shin a kol. [167], 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, tím i 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 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 a současně s ohledem na kvalitu kosti D2 ve srovnání s kvalitou kosti D3. Je tedy zřejmé, že kvalita kosti má významnou roli při zajišťování primární stability implantátu, což koresponduje s literárními údaji [33, 66, 79, 88, 101, 114, 126, 127, 130, 140, 152, 161, 170, 187].

Z výsledků práce plynou následující závěry:

1) Provedené analýzy metodou konečných prvků potvrzují, že tvar závitů implantátů ovlivňuje výsledné mechanické napětí v kosti i implantátu. Nejvýrazněji reaguje na změnu tvaru závitů tlakové napětí v kosti, kde nejmenší napětí vzniká v plochém 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 implantátu.

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 měřicím 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 bylo provedeno měření primární stability implantátů pomocí přístroje Osstell<sup>®</sup> Mentor a vzhledem k velikosti souboru je možno závěry z měření považovat za významné.

Zjistili jsme, 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.

Budoucnost designu implantátů vidíme ve snižování jejich celkové tuhosti tak, aby byla zajištěna co nejlepší mechanická kompatibility mezi kostí a implantátem.

Hlavní přínos práce spatřuji především v propojení moderních metod biomechaniky s klinickou praxí. Metoda konečných prvků je vhodná metoda pro modelování a počítání stavů, jež 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.

## **7. Literatura**

1. **ABRAHAMSSON, I., CARDAPOLI, G.** Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clin Oral Impl Res*, 2007, vol. 18, no. 3., p. 269–274.
2. **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.
3. **AKCA, K., CHANG, T. L., TEKDEMIR, I., FANUSCU, M. I.** Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Impl Res*, 2006, vol. 17, no. 4, p. 465–472.
4. **AKKOCAOGLU, M., UYSAL, S., TEKDEMIR, I., AKCA, K., CEHRELI, M. C.** Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Impl Res*, 2005, vol. 16, no. 2, p. 202–209.
5. **AL-NAWAS, B., GROETZ, K. A., GOETZ, H., DUSCHNER, H., WAGNER, W.** Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clin Oral Impl Res*, 2008, vol. 19, no. 1, p. 1–8.
6. **AL-SUKHUN, J., KELLEWAY, J., HELENIUS M.** Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mat Res Part A*, 2007, vol. 80A, no. 1, p. 234–246.
7. **ALBREKTSSON, T., JANSSON, T., LEKHOLM, U.** Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am*, 1986, vol. 30, no. 1, p. 151–174.
8. **ALBREKTSSON, T., LEKHOLM, U.** Osseointegration: current state of the art. *Dent Clin North Am*, 1989, vol. 33, no. 4, p. 537–554.
9. **ALBREKTSSON, T., ZARB, G. A.** Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. Review. *Int J Prosthodont*, 1993, vol. 6, no 2, p. 95–105.
10. **AMID, R., RAOOFI, S., KADKHODAZADEH, M., MOVAHEDI, M. R., KHADEMI, M.** Effect of microthread design of dental implants on stress and strain patterns: a three-dimensional finite element analysis. *Biomed Eng/Biomed Tech*, 2013, vol. 58, no. 5, p. 457–467.
11. **ANDĚL, J.** Statistické metody. 3. vyd., Praha: Matfyzpress, 2003, 299 s., ISBN 8-08673-208-8.
12. **ANDREIOTELLI, M., WENZ, H. J., KOHAL, R. J.** Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Impl Res*, 2009, vol. 20, no. Suppl. 4, p. 32–47.

13. **AO, J., LI, T., LIU, Y. et al.** Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: a finite element analysis. *Comp Bio Med*, 2010, vol. 40, no. 8, p. 681–686.
14. **ATSUMI, M., PARK, S. H., WANG, H. L.** Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2007, vol. 22, no. 5, p. 743–754.
15. **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.
16. **BAKER, K. C., ANDERSON, M. A., OEHLKE, S. A. et al.** Growth, characterization and biocompatibility of bone-like calcium phosphate layers biomimetically deposited on metallic substrata. *Mat Sci Eng: C*, 2006, vol. 26, no. 8, p. 1351–1360.
17. **BALLERI, P., COZZOLINO, A., GHELLI, L. et al.** Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Impl Dent Relat Res*, 2002, vol. 4, no. 3, p. 128–132.
18. **BERNHARDT, R., KUHLSCH, E., SCHULZ, M. C. et al.** Comparison of bone-implant contact and bone-implant volume between 2D-histological sections and 3D-SR $\mu$ CT slices. *Eur Cell Mat*, 2012, vol. 23, no. 2, p. 237–248.
19. **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.
20. **BLOCK, M. S., DELGADO, A., FONTENOT, M. G.** The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*, 1990, vol. 48, no. 2, p. 174–178.
21. **BRATU, E. A., TANDLICH, M., SHAPIRA, L.** A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Impl Res*, 2009, vol. 20, no. 8, p. 827–832.
22. **BRÅNEMARK, P. I.** Introduction to osseointegration. In: Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry (Eds. Brånemark, P. I., Zarb, G., Albrektsson, T.), *Quintessence, Berlin, Chicago, Tokyo*, 1985, p. 1-76, ISBN 0-86715-129-3.
23. **BRINK, J., MERAW, S. J., SARMENT, D. P.** Influence of implant diameter on surrounding bone. *Clin Oral Impl Res*, 2007, vol. 18, no. 5, p. 56–3568.
24. **BUSER, D., ESPOSITO, M.** Titanium for dental applications. In: Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications

(Eds. Brunette, D. M., Tengvall, P., Textor, M., Thomsen, P.), *Springer, Berlin, Heidelberg, New York*, 2001, p. 827-888, ISBN 978-3-642-63119-1.

25. **BUSER, D., SCHENK, R. K., STEINEMANN, S., FIORELLINI, J. P. et al.** Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mat Res Part A*, 1991, vol. 25, no. 7, p. 889–902.
26. **CIARELLI, M. J., GOLDSTEIN, S. A., KUHN, J. L. et al.** Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res*, 1991, vol. 9, no. 5, p. 674–682.
27. **COOPER, L. F., ZHOU, Y., TAKEBE, J. et al.** Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO<sub>2</sub> grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials*, 2006, vol. 27, no. 6, p. 926–936.
28. **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.
29. **CRUZ M., WASSALL, T., TOLEDO, E. M. et al.** Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2003, vol. 18, no. 5, p. 675–684.
30. **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.
31. **DE BRUIJN, J. D., BOVELL, Y. P., VAN BLITTERSWIJK, C. A.** Structural arrangements at the interface between plasma-sprayed calcium phosphates and bone. *Biomaterials*, 1994, vol. 15, no. 7, p. 543–550.
32. **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.
33. **DEGIDI, M., PIATTELLI, A., GEHRKE, P. et al.** Five-year outcome of 111 immediate nonfunctional single restorations. *J Oral Impl*, 2006, vol. 32, no. 6, p. 277–285.
34. **DINDA, G. P., SHIN, J., MAZUMDER, J.** Pulsed laser deposition of hydroxyapatite thin films on Ti-6Al-4V: effect of heat treatment on structure and properties. *Acta Biomat*, 2009, vol. 5, no. 5, p. 1821–1830.
35. **ECKERT, S. E., CHOI, Y. G., SANCHEZ, A. R., KOKA, S.** Comparison of dental implant systems: quality of clinical evidence and prediction of 5-year survival. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2005, vol. 20, no. 3, p. 406–415.

- 36. 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.
- 37. ESPOSITO, M., PELLEGRINO, G., PISTILLI, R., FELICE, P.** Rehabilitation of posterior atrophic edentulous jaws: prostheses supported by 5 mm short implants or by longer implants in augmented bone? One-year results from a pilot randomized clinical trial. *Eur J Oral Impl*, 2011, vol. 4, no. 1, p. 21–30.
- 38. FRANCHI, M., BACCHELLI, B., MARTINI, D. et al.** Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants. *Biomaterials*, 2004, vol. 25, no. 12, p. 2239–2246.
- 39. FRANCHI, M., ORSINI, E., MARTINI, D. et al.** Destination of titanium particles detached from titanium plasma sprayed implants. *Micron*, 2007, vol. 38, no. 6, p. 618–625.
- 40. 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.
- 41. FRIBERG, B., SENNERBY, L., GRÖNDAHL, K. et al.** On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Impl Dent Relat Res*, 1999, vol. 1, no. 2, p. 75–83.
- 42. FRIBERG, B., SENNERBY, L., MEREDITH, N., LEKHOLM, U.** A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1999, vol. 28, no. 4, p. 297–303.
- 43. FRIBERG, B., SENNERBY, L., ROOS, J., LEKHOLM, U.** Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Impl Res*, 1995, vol. 6, no. 4, p. 213–219.
- 44. FRIBERG, B., SENNERBY, L., ROOS, J., JOHANSSON, P., STRID, C. G., LEKHOLM, U.** Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An *in vitro* study in pig ribs. *Clin Oral Impl Res*, 1995, vol. 6, no. 3, p. 164–171.
- 45. FROST, H. M.** Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec*, 1987, vol. 219, no. 1, p. 1–9.
- 46. 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.
- 47. FROST, H. M.** From Wolff's law to the mechanostat: a new „face“ of physiology. *J Orthop Sci*, 1998, vol. 3, no. 5, p. 282–286.

- 48. FROST, H. M.** Does bone design intend to minimize fatigue failures? A case for the affirmative. *J Bone Miner Metab*, 2000, vol. 18, no. 5, p. 278–282.
- 49. 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.
- 50. GAPSKI, R., WANG, H. L., MASCARENHAS, P., LANG, N. P.** Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Impl Res*, 2003, vol. 14, no. 5, p. 515–527.
- 51. 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.
- 52. 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.
- 53. GEETHA, M., SINGH, A. K., ASOKAMANI, R., GOGIA, A. K.** Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review. *Pr Mat Sci*, 2009, vol. 54, no. 3, p. 397–425.
- 54. GEFEN, A.** Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Med Eng Phys*, 2002, vol. 24, no. 5, p. 337–347.
- 55. 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.
- 56. 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.
- 57. 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.
- 58. GOMEZ-VEGA, J. M., SAIZ, E., TOMSIA, A. P.** Glass-based coatings for titanium implant alloys. *J Biomed Mat Res Part A*, 1999, vol. 46, no. 4, p. 549–559.
- 59. GOMEZ-VEGA, J. M., SAIZ, E., TOMSIA, A. P.** Bioactive glass coatings with hydroxyapatite and Bioglass® particles on Ti-based implants. 1. Processing. *Biomaterials*, 2000, vol. 21, no. 2, p. 105–111.
- 60. HAAS, R., MENSENDORFF-POUILLY, N., MAILATH, G., WATZEK, G.** Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent*, 1995, vol. 73, no. 3, p. 274–279.

- 61. HANSSON, S.** The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res*, 1999, vol. 10, no. 5, p. 394–405.
- 62. HANSSON, S., WERKE, M.** The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*, 2003, vol. 36, no. 9, p. 1247–1258.
- 63. HÄGGSTRÖM, J.** Vibrations during resonance frequency analysis of dental implant stability. Master of science thesis. *Department of signals and systems division of biomedical engineering, CHalmers University of Technology Göteborg, Sweden*, 2007, No. EX104/2007 p. 1–112.
- 64. 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.
- 65. HIMMLOVÁ, L., KONVIČKOVÁ, S., KÁCOVSKÝ A., DOSTÁLOVÁ, T.** Vliv průměru a délky implantátu na napětí v okolní kosti způsobené žvýkacími silami. *Prakt Zub Lék*, 2000, roč. 48, č. 6, s. 155–163.
- 66. HOLAHAN, CH. M., WIENS, J. L., WEAVER, A. et al.** Relationship between systemic bone mineral density and local bone quality as effectors of dental implant survival. *Clin Impl Dent Relat Res*, 2011, vol. 13, no. 1, p. 29–33.
- 67. HORA, T., JOSKA L., GOJIŠOVÁ E.** Korozní odolnost titanu ve stomatologických aplikacích. *Čes Stomat*, 2005, roč. 105, č. 1, s. 20–25.
- 68. HORVÁTHOVÁ, R., ROHANOVÁ, D., HELEBRANT, A.** The calcium phosphate formation on Ti alloy by precalcification process under static conditions. *Ceramics – Silikáty*, 2006, vol. 50, no. 3, p. 153–158.
- 69. HUANG, H. L., HSU, J. T., FUH, L. J. et al.** Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Comp Bio Med*, 2010, vol. 40, no. 5, p. 525–532.
- 70. HUANG, H. M., CHIU, CH. L., YEH, CH. Y., LEE, S. Y.** Factors influencing the resonance frequency of dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003, vol. 61, no. 10, p. 1184–1188.
- 71. HUANG, H. M., LEE, S. Y., YEH, CH. Y., LIN, CH. T.** Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*, 2002, vol. 13, no. 1, p. 65–74.

72. **HUJA, S. S., LITSKY, A. S., BECK, F. M. et al.** Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthodont Dentofac Orthop*, 2005, vol. 127, no. 3, p. 307–313.
73. **CHAPMAN, J. R., HARRINGTON, R. M., LEE, K. M. et al.** Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng*, 1996, vol. 118, no. 3, p. 391–398.
74. **CHEANG, P., KHOR, K. A.** Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings. *Biomaterials*, 1996, vol. 17, no. 5, p. 537–544.
75. **CHEN, L. J., HE, H., LI, Y. M. et al.** Finite element analysis of stress at implant-bone interface of dental implants with different structures. *Trans Nonfer Met Soc China*, 2011, vol. 21, no. 7, p. 1602–1610.
76. **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.
77. **ICHIM, I., SWAIN, M., KIESER, J. A.** Mandibular biomechanics and development of the human chin. *J Dent Res*, 2006, vol. 85, no. 7, p. 638–642.
78. **IVANOFF, C. J., GRÖNDAHL, K., SENNERBY, L. et al.** Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1999, vol. 14, no. 2, p. 173–180.
79. **JAFFIN R. A., BERMAN CH. L.** The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodont*, 1991, vol. 62, no. 1, p. 2–4.
80. **JEE, W. S.** Principles in bone physiology. Review Article. *J Musculoskel Neuron Interact*, 2000, vol. 1, no. 1, p. 11–13.
81. **JENSEN OLE T.** The sinus bone graft (second edition), *Quintessence Pub. Co.*, 2006, ISBN 0-86715-455-1.
82. **JOHANSSON, C. B., SENNERBY, L., ALBREKTSSON, T.** A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1991, vol. 6, no. 4, p. 131–138.
83. **JOHANSSON, P., STRID, K. G.** Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1994, vol. 9, no. 2, p. 279–288.
84. **JOKSTAD, A., BRAEGGER, U., BRUNSKI, J. B. et al.** Quality of dental implants. *Int Dent J*, 2003, vol. 53, no. S6P2, p. 409–443.
85. **KANEKO, T.** Pulsed oscillation technique assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *Biomaterials*, 1991, vol. 12, no. 6, p. 555–560.

- 86. 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.
- 87. KATSAVRIAS G.** Reliability and validity of measuring implant stability with resonance frequency analysis. *A thesis presented to the Faculty of the graduate school of S. Louis University in partial fulfillment of the requirement for the degree of master of science in dentistry*, 2009, p. 1–106, dostupné z <[https://pages.slu.edu/Documents/cade/thesis/Katsavrias\\_Thesis.pdf](https://pages.slu.edu/Documents/cade/thesis/Katsavrias_Thesis.pdf)>
- 88. KINGSMILL V. J., BOYDE, A.** Variation in the apparent density of human mandibular bone with age and dental status. *J Anat*, 1998, vol. 192, no. 2, p. 233–244.
- 89. KONG, L., ZHAO, Y., HU, K. et al.** Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *Adv Eng Softw*, 2009, vol. 40, no. 7, p. 474–478.
- 90. KOPECKÁ, D., ŠIMŮNEK, A., SLEZÁK, R.** Nanomateriály ve stomatologii – přehled poznatků. *Prakt Zub Léč*, 2009, roč. 57, č. 4, s. 59–62.
- 91. LACHMANN, S., JÄGER, B., AXMANN, D. et al.** Resonance frequency analysis and damping capacity assessment: Part 1: an *in vitro* study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res*, 2006, vol. 17, no. 1, p. 75–79.
- 92. LACHMANN, S., LAVAL, J. Y., JÄGER, B. et al.** Resonance frequency analysis and damping capacity assessment: Part 2: periimplant bone loss follow-up. An *in vitro* study with Periotest™ and Osstell™ instruments. *Clin Oral Impl Res*, 2006, vol. 17, no 1, p. 80–84.
- 93. LALOR, P. A., REVELL, P. A., GRAY, A. B. et al.** Sensitivity to titanium: a cause of implant failure? *J Bone Joint Surg [Br]*, 1991, vol. 73, no. 1, p. 25–28.
- 94. 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.
- 95. LANG, A. L., KANG, B., WANG, R. F., LANG, R. B.** Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, 2003, vol. 90, no. 6, p. 539–546.
- 96. LAZZARA, R., PORTER, S., BEATY, K. et al.** Surface properties. In: Clinical manual of implant dentistry (Eds. Davarpanah, M., Martínez, H. et al.), *Quintessence Publishing Co, Ltd*, 2003, p. 207–212, ISBN 1-85097-049-1.

- 97. LE GUÉHENNEC, L., SOUEIDAN, A., LAYROLLE, P., AMOURIQ, Y.** Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mat*, 2007, vol. 23, no. 7, p. 844–854.
- 98. LEE, CH. CH., LIN, S. CH., KANG, M. J. et al.** Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. *J Dent Sci*, 2010, vol. 5, no. 3, p. 156–165.
- 99. LEE, I. S., ZHAO, B., LEE, G. H. et al.** Industrial application of ion beam assisted deposition on medical implants. *Surf Coat Tech*, 2007, vol. 201, no. 9–11, p. 5132–5137.
- 100. LEE, J. H., FRIAS, V., LEE, K. W., WRIGHT, R. F.** Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2005, vol. 94, no. 4, p. 377–381.
- 101. LEKHOLM, U.** Immediate/early loading of oral implants in compromised patients. *Periodontology 2000*, 2003, vol. 33, no. 1, p. 194–203.
- 102. 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.
- 103. 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.
- 104. LI, T., HU, K., CHENG, L. et al.** Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – a 3D finite element analysis. *Appl Math Model*, 2011, vol. 35, no. 1, s. 446–456.
- 105. LIM, J. E., LIM, W. H., CHUN, Y. S.** Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. *Clin Anat*, 2008, vol. 21, no. 6, p. 486–491.
- 106. LINKOW, L. I., CHERCHEVE, R.** Theories and techniques of oral implantology. *St. Louis: C. V. Mosby Co.*, 1970, p. 137, ISBN 978-0-801-63018-7.
- 107. LOTZ, J. C., GERHART, T. N., HAYES, W. C.** Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *J Comp Assist Tom*, 1990, vol. 14, no. 1, p. 107–114.
- 108. LOTZ, J. C., GERHART, T. N., HAYES, W. C.** Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *J Biomech*, 1991, vol. 24, no. 5, p. 317–329.
- 109. 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.

- 110. MA, P., LIU, H. C., LI, D. H. et al.** Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Chin J Stom*, 2007, vol. 42, no. 10, p. 618–621.
- 111. MALO, P., NOBRE, M. A., LOPES, A.** The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent*, 2007, vol. 97, no. 6, Suppl., p. S26–S34.
- 112. MARCIÁN, P.** Výukový materiál pro stomatologickou biomechaniku. *Brno, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství*, 2010, s. 1–86, dostupné z <<http://www.zubnistranky.cz/sb.pdf>>, FRVŠ 1403/20100G1.
- 113. MARCIÁN, P.** Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Dizertační práce. *Brno, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství*, 2012, s. 1–145, vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc., dostupné z <[https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=59853](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=59853)>.
- 114. 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.
- 115. MARTINEZ, H., DAVARPANAH, M., MISSIKA, P. et al.** Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Impl Res*, 2001, vol. 12, no. 5, p. 423–432.
- 116. MATSUSHITA, Y., KITO, M., MIZUTA, K. et al.** Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol*, 1990, vol. 16, no. 1, p. 6–11.
- 117. MEIRELLES, L., ARVIDSSON, A., ALBREKTSSON, T., WENNERBERG, A.** Increased bone formation to unstable nano rough titanium implants. *Clin Oral Impl Res*, 2007, vol. 18, no. 3, p. 326–332.
- 118. 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.
- 119. MELSEN, B., COSTA, A.** Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthodont Res*, 2000, vol. 3, no. 1, p. 23–28.
- 120. MERDJI, A., BOUIADJRA, B. B., CHIKH, B. O. et al.** Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. *Mat Design*, 2012, vol. 36, no. 4, p. 705–713.

- 121. MEREDITH, N.** A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng*, 1998, vol. 26, no. 4 p. 275–291.
- 122. MEREDITH, N.** Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*, 1998, vol. 11, no. 5, p. 491–501.
- 123. MEREDITH, N., ALLEYNE, D., CAWLEY, P.** Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res*, 1996, vol.7, no. 3, p. 261–267.
- 124. 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.
- 125. 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.
- 126. MISCH, C. E., DEGIDI, M.** Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. *Clin Impl Dent Rel Res*, 2003, vol. 5, no. 1, p. 17–28.
- 127. MIYAMOTO, I., TSUBOI, Y., WADA, E. et al.** Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery-clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 2005, vol. 37, no. 6, p. 776–780.
- 128. MOLLY, L.** Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Impl Res*, 2006, vol. 17, no. S2, p. 124–135.
- 129. MORDENFELD, M. H., JOHANSSON, A., HEDIN, M. et al.** A retrospective clinical study of wide-diameter implants used in posterior edentulous areas. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2004, vol. 19, no. 3, p. 387–392.
- 130. MORTON, D., JAFFIN, R., WEBER, H. P.** Immediate restoration and loading of dental implants: clinical considerations and protocols. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2004, Spec. Suppl., vol. 19, no. 7, p. 103–108.
- 131. MULVIHILL, B. M., PRENDERGAST, P. J.** An algorithm for bone mechanoresponsiveness: implementation to study the effect of patient-specific cell mechanosensitivity on trabecular bone loss. *Comp Met Biomech Biomed Eng*, 2008, vol. 11, no. 5, p. 443–451.
- 132. MÜLLER, K., VALENTINE-THON, E.** Hypersensitivity to titanium: clinical and laboratory evidence. *Neuroendocrinol Lett*, 2006, vol. 27, Suppl. 1, p. 31–35.

- 133. NAERT, I., KOUTSIKAKIS, G., DUYCK, J. et al.** Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 1: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Impl Res*, 2002, vol. 13, no. 4, p. 381–389.
- 134. NEDIR, R., BISCHOF, M., BRIAUX, J. M. et al.** A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Result from a private practice. *Clin Oral Impl Res*, 2004, vol. 15, no. 2, p. 150–157.
- 135. OKAZAKI, Y., GOTOH, E.** Comparison of metal release from various metallic biomaterials *in vitro*. *Biomaterials*, 2005, vol. 26, no. 1, p. 11–21.
- 136. OLIVÉ, J., APARICIO, C.** The periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1990, vol. 5 no. 4, p. 390–400.
- 137. OLSEN, S., FERGUSON, S. J., SIGRIST, CH. et al.** A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Impl Res*, 2005, vol. 16, no. 1, p. 53–59.
- 138. OVERGAARD, S., BROMOSE, U., LIND, M. et al.** The influence of crystallinity of the hydroxyapatite coating on the fixation of implants: mechanical and histomorphometric results. *J Bone Joint Surg [Br]*, 1999, vol. 81, no. 4, p. 725–731.
- 139. O’SULLIVAN, D., SENNERBY, L., MEREDITH, N.** Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Impl Dent Rel Res*, 2000, vol. 2, no. 2, p. 85–92.
- 140. O’SULLIVAN, D., SENNERBY, L., MEREDITH, N.** Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Impl Res*, 2004, vol. 15, no. 4, p. 474–480.
- 141. ÖSTMAN, P. O., HELLMAN, M., WENDELHAG, I., SENNERBY, L.** Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*, 2006, vol. 19, no. 1, p 77–83.
- 142. PAGÉS, N. F., CASTRO, L. A., ALGARRA, F. A. et al.** Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2011, vol. 16, no. 1, p. 62–67.
- 143. PALMER, R.** Introduction to dental implants. *Br Dent J*, 1999, vol. 187, no. 3, p. 127–132.
- 144. 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.

- 145. PATTIJN, V., VAN LIERDE, C., VAN DE PERRE, G. et al.** The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach. *J Biomech*, 2006, vol. 39, no. 5, p. 939–947.
- 146. PETRIE, C. S, WILLIAMS, J. L.** Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Impl Res*, 2005, vol. 16, no. 4, p. 486–494.
- 147. PETRUŽELKA, J., DLUHOŠ, L., HRUŠÁK, D., SOCHOVÁ, J.** Nanostrukturní titan – nový materiál pro dentální implantáty. *Čes Stomat*, 2006, roč. 106, č. 3, s. 72–77.
- 148. PIERRE, A. C.** Introduction to sol-gel processing. *Kluwer Academic Publishers*, 1998, p. 394, ISBN 978-0-7923-8121-1.
- 149. PREDCKI, P., AUSLAENDER, B. A., STEPHAN, J. E. et al.** Attachment of bone to threaded implants by ingrowth and mechanical interlocking. *J Biomed Mat Res*, 1972, vol. 6, no. 5, p. 401–412.
- 150. 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.
- 151. RAWLINGS, R. D.** Bioactive glasses and glass-ceramics. *Clin Mat*, 1993, vol. 14, no. 2, p. 155–179.
- 152. RAZAVI R., ZENA R. B., KHAN Z., GOULD A. R.** Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement. *J Prosthodont*, 1995, vol. 4, no. 2, p. 90–94.
- 153. RENOUARD, 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.
- 154. RENOUARD, F., NISAND, D.** Impact of length and diameter on survival rates. *Clin Oral Impl Res*, 2006, vol. 17, Suppl. 2, p. 35–51.
- 155. ROBERTS, W. E., SMITH, R. K., ZILBERMAN, Y. et al.** Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthodont*, 1984, vol. 86, no. 2, p. 95–111.
- 156. ROMEO, E., BIVIO, A., MOSCA, D. et al.** The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Min Stomat*, 2010, vol. 59, no. 1-2, p. 23–31.
- 157. ROMEO, E., LOPS, D., MARGUTTI, E. et al.** Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2004, vol. 19, no. 2, p. 247–259.
- 158. 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.

- 159. RØNOLD, H. J., ELLINGSEN, J. E.** Effect of micro-roughness produced by TiO<sub>2</sub> blasting - tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials*, 2002, vol. 23, no. 21, p. 4211–4219.
- 160. SAKOH, J., WAHLMANN, U., STENDER, E. et al.** Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant *in vitro*. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 2006, vol. 21, no. 4, p. 560–566.
- 161. 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.
- 162. SAURA, G. T., BUENO, J. M., TERMES, J. C. et al.** Effect of implant design in immediate loading. A randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clin Oral Impl Res*, 2015, vol. 26, no. 3, p. 240–244.
- 163. SEGAL, V. M.** The method of material preparation for subsequent working, *Patent of the USSR No. 575892*, 1977.
- 164. SEGAL, V. M., REZNIKOV, V. I., DROBYSHEVSKII, A. E., KOPYLOV, V. I.** Plastic working of metals by simple shear. *Russ Met*, 1981, vol. 1, no. 1, p. 99–105.
- 165. 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.
- 166. SENNERBY, L., MEREDITH, N.** Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent*, 1998, vol. 19, no. 5, p. 49–3498.
- 167. 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.
- 168. 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.
- 169. SCHUH, A., THOMAS, P., KACHLER, W. et al.** Allergic potential of titanium implants. *Orthopade*, 2005, vol. 34, no. 4, p. 327–333.
- 170. SCHWARTZ-DABNEY, C. L., DECHOW, P. C.** Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Physical Anthropol*, vol. 120, no. 3, p. 252–277.
- 171. SCHWARZ, F., WIELAND, M., SCHWARTZ, Z. et al.** Potential of chemically modified hydrophilic surface characteristics to support tissue integration of titanium dental implants. *J Biomed Mat Res Part B*, 2009, vol. 88, no. 2, p. 544–557.

- 172. SNÁŠELOVÁ, D.** Deformačně-napěťová analýza dentálního implantátu. *Brno, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství*, 2015, s. 1–45, vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D., dostupné z <[https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=102509](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=102509)>.
- 173. SOHRABI, K., MUSHANTAT, A., ESFANDIARI, S., FEINE, J.** How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Impl Res*, 2012, vol. 23, no. 5, p. 515–525.
- 174. SONG, Y., XU, D. S., YANG, R. et al.** Theoretical study of the effects of alloying elements on the strength and modulus of  $\beta$ -type bio-titanium alloys. *Mat Sci Eng Part A*, 1999, vol. 260, no. 1–2, p. 269–274.
- 175. STEINEMANN, S. G., EULENBERGER, J., MAEUSLI, P. A., SCHROEDER, A.** Adhesion of bone to titanium. In: biological and biomechanical performance of biomaterials (Eds. Christel, P., Meunier, A. J., Lee, C.), *Elsevier Publ Co, Amsterdam*, 1986, p. 409–414, ISBN 0-44442-666-3.
- 176. SUL, Y. T., JOHANSSON, C. B., PETRONIS, S. et al.** Characteristics of the surface oxides on turned and electrochemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials*, 2002, vol. 23, no. 2, p. 491–501.
- 177. SUL, Y. T., JOHANSSON, C. B., RÖSER, K., ALBREKTSSON T.** Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials*, 2002, vol. 23, no. 8, p. 1809–1817.
- 178. SULLIVAN, D. Y., SHERWOOD, R. L., COLLINS, T. A., KROGH, P. H. J.** The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 1996, vol. 11, no. 2, p. 179–185.
- 179. SUMNER, D. R., TURNER, T. M., IGLORIA, R. et al.** Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J Biomech*, 1998, vol. 31, no. 10, p. 909–917.
- 180. ŠIMŮNEK, A. a kol.** Dentální implantologie. 2. vydání. *Nukleus HK, Hradec Králové*, 2008, ISBN 978-80-87009-30-7.
- 181. 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.

- 182. 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.
- 183. TURKYILMAZ, I., SENNERBY, L., McGLUMPHY, E. A., TÖZÜM, T. F.** Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Impl Dent Relat Res*, 2009, vol. 11, no. 2, p. 113–119.
- 184. TURNER CH. H.** Homeostatic control of bone structure: an application of feedback theory. *Bone*, 1991, vol. 12, no. 3, p. 203–217.
- 185. VAN NOORT, R.** The future of dental devices is digital. *Dent Mat*, 2012, vol. 28, no. 1, p. 3–12.
- 186. 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.
- 187. 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.
- 188. WATAHA, J. C.** Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*, 2000, vol. 83, no. 2, p. 223–234.
- 189. WEISS, C. M., WEIS, A.** Implant materials, design and fabrication in principles and practice. In: Principles and practice of implant dentistry (Eds. Weis, C. M., Weis, A.), *St. Louis, Mosby*, 2001, p. 28–46, ISBN 0-323-00767-8.
- 190. 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.
- 191. WILLIAMS, D. F.** Titanium: epitome of biocompatibility or cause for concern. *J Bone Joint Surg [Br]*, 1994, vol. 76, no. 3, p. 348–349.
- 192. 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.
- 193. WOLFF, J.** Das gesetz der transformation der knochen. *A. Hirschwald, Berlin*, 1892.
- 194. YANG, C. Y., WANG, B. C., LEE, T. M. et al.** Intramedullary implant of plasma-sprayed hydroxyapatite coating: an interface study. *J Biomed Mat Res Part A*, 1997, vol. 36, no. 1, p. 39–48.

- 195. YANG, J., XIANG, H. J.** A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavioral of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech*, 2007, vol. 40, no. 11, p. 2377–2385.
- 196. ZHANG, L., WEBSTER, T. J.** Nanotechnology and nanomaterials: Promises for improved tissue regeneration. *Nanotoday*, 2009, vol. 4, no. 1, s. 66–80.
- 197. 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.
- 198. 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.
- 199. ZVÁROVÁ, J.** Biomedicínská statistika I. Základy statistiky pro biomedicínské obory. *Nakladatelství Karolinum, Praha*, 2011, 220 stran, ISBN 978-80-24619-31-6.