

Blade implantáty a ich modifikácie ako nekonvenčná možnosť implantačnej rehabilitácie atrofického hrebeňa sánky. Časť 2.

Blade implants and their modifications as an unconventional possibility of implant rehabilitation of atrophic alveolar ridge of lower jaw. Part 2.

Kučera, J., Lofaj, F., Šimůnek, A., Strecha, J.

MUDr. Ján Kučera, PhD.¹, doc. RNDr. František Lofaj, DrSc.², prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc.³, MUDr. Juraj Strecha, PhD.⁴

¹ I. STOMATOLOGICKÁ KLINIKA, LF UPJŠ, TR. SNP 1, KOŠICE, SR

² ÚSTAV MATERIÁLOVÉHO VÝSKUMU SAV, SLOVENSKÁ AKADÉMIA VIED., WATSONOVA 47, KOŠICE, SR

³ STOMATOLOGICKÁ KLINIKA, UK LÉKAŘSKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ, SOKOLSKÁ 581, HRADEC KRÁLOVÉ, ČR

⁴ EURODENT MEDIMA S.R.O., PŘÍHRADKA 4727/20, MARTIN, SR

ABSTRAKT

Nedostatočná ponuka kostného objemu je často prekážkou implantačnej liečby v distálnych partiách alveolárneho výbežku sánky. Jednou z alternatív je využitie blade implantátov. Prvá časť tejto experimentálnej štúdie bola venovaná analýze prenosu žuvacích síl na povrch certifikovaného komerčne dostupného blade implantátu uplatnením MKP (Metóda koncových prvkov) a priľahlú kosť. Výsledky preukázali nežiadúce generovanie napätia na tele implantátu a v kosti a dali podnet k optimalizácii jeho tvaru. Druhá časť práce sa zameriava na analýzu stresovej distribúcie u tvarovo optimalizovaného blade implantátu samostatne stojaceho a v spojení so zubom cestou mostíkovej konštrukcie. Analýza preukázala výrazný pokles napätia v tele implantátu, cca o 50 % oproti pôvodnému tvaru. Pri blade implantáte spojenom so zubom bol zaznamenaný pokles napätí v rozpätí 62 – 69 % v porovnaní so samostatne stojacim modifikovaným implantátom. Úroveň napätí markantne poklesla pod medze klzu zliatiny implantátu a priľahlej kosti. Výsledky poukazujú, že vhodne tvarovaný blade implantát je prognosticky dlhodobo využiteľný aj ako samostatne stojaci implantát ale aj, i keď kompromisne, oveľa výhodnejšou alternatívou je jeho spojenie s ďalším pilierom respektíve, zubom lokalizovaným v interforaminálnej oblasti skráteného zubného oblúka.

Kľúčové slová: blade implantáty, mostíková konštrukcia, MPK

ABSTRACT

Insufficient bone volume supply is often an obstacle to implant treatment in the distal parts of alveolar ridge of lower jaw. One of the alternatives is the use of blade implants. The first part of this experimental study was dedicated to the analysis of the transfer of masticatory forces to the surface of a certified commercially available blade implant using FEM (Finite Element Method) and adjacent bone. The results showed undesirable generation of stress on the implant body and in the bone, and prompted optimization of its shape. The second part of the study focuses on the analysis of the stress distribution of the shape-optimized free-standing blade implant and in connection with a tooth by using bridge structure. The analysis showed a significant decrease in stress in the implant body, by c. 50% compared to the original shape. A drop in the stress ranging within 62% - 69% was observed for the tooth-connected blade implant relative to the free-standing modified implant. The stress level dropped significantly below overload limit of the implant alloy and adjacent bone. The results show that a properly shaped blade implant can be used prognostically for a long time as a free-standing implant. Yet, though as a compromise, its connection with another pillar and/or tooth located in the interforaminal area of a reduced dental arch is also much more advantageous alternative.

Keywords: blade implants, bridge construction, FEM

Úvod

Aplikácia bežných valcovitých enoseálnych implantátov (ďalej RFI – root form implants) pri implantačnej liečbe v distálnych regiónoch sánky s výraznou atrofiou kosti, eventuálne pri nevýhodnom priebehu n. alveolaris inferior a jeho potenciálnom poškodení, prináša so sebou početné komplikácie a neistú prognózu (1, 32). Jedným z možných riešení je použitie blade implantátov (ďalej BI). Ich potenciál spočíva v aplikácii v úzkych kresťálnych oblastiach, pri atypických tvaroch alveolárnej kosti, morfolologickej variabilite, nenáročnom chirurgickom a protetickom protokole. V odbornej literatúre sú publikované práce o ich využití, ako neštandardného riešenia v limitovaných anatomických indikáciách. Najviac pozornosti je venované hodnoteniu ich dlhodobej stability, histologickým a röntgenovým verifikáciám kvality osteointegrácie (28, 31), na ktorú môže mať pozitívny vplyv i okamžité zaťaženie (3). Prínosom sú modifikácie tvaru a chirurgického protokolu, ako napríklad technika endoseálnej distálnej extenzie (Endosseous Distal Extension – EDE)(4). Alternatívou môžu byť individuálne zhotovené implantáty cestou CAD/CAM technológie (Computer – aided design/computer aided manufacturing), respektíve selektívne laserovým sinterovaním (SLS – Selective laser sintering), ktoré zohľadňujú individuálne anatomické podmienky a sú vhodné zvlášť u pacientov vyššieho veku (10, 20). Mangano a kol. prezentujú pozitívne výsledky u individuálne zhotovených BI z Ti6Al4V SLS a Cad Cam technológiou (17, 29) u extrémne atrofovaných distálnych úsekov sánky s imediátnym zaťažením. Napriek úspešnosti BI v uvedených indikáciách (5), BI doteraz nie sú považované za štandardný implantačný systém. V literatúre boli publikované zlyhania integrácie, či fraktúry BI obvykle spôsobené nežiadúcou koncentráciou napätí v oblasti krčka BI a príľahlej kompakte (27). Možnosťou analyzovania takých disproporcií v generovaní napätí a ich matematickému modelovaniu sa venuje MKP (Metóda koncových prvkov, anglicky uvádzaná ako FEA – Finite Element Analysis)(10). Jej uplatnením v hodnotení šírenia napätia u BI sa zaoberali autori už v 70.- 90. tých rokoch 20 storočia (9).

Pomocou MKP sme v prvej časti nášho experimentu (11) skúmali distribúciu napätí vznikajúcich účinkom žuvacích síl na povrchu komerčne vyrábaného certifikovaného blade implantátu (typ MTI L01, Martikáň, SR) a v príľahlej kosti. Jej závery potvrdili nežiadúci nárast napätí v oblasti krčka na úrovni 1451 MPa a príľahlej kortikálie 573 MPa značne prevyšujúcich hodnoty medze klzu v kortikálnej kosti a aj zliatiny Ti-Al6-V4 Gr. 5, z ktorej je BI vyrobený. Zámerom nasledujúceho experimentu bola tvarová optimalizácia študovaného BI úpravou rozmerov kriticky namáhaných oblastí krčka BI a redukciou výšky blade časti s cieľom redukcie napätia pod medzu klzu kortikálnej kosti a zliatiny a k proporcionalite stresovej distribúcie.

V náročných anatomických dispozíciách sánky je často nevyhnuté aplikovať implantátmi nesenú fixnú náhradu nahrádzajúcu segment resp. celý zubný oblúk. Klinicky odskúšanou a preferovanou je konštrukcia mostíka spájajúceho dva či väčší počet RFI. Spojenie implantátu

a zuba, resp. zubov, je v odbornej literatúre často diskutované nie vždy s jednoznačnými závermi (2, 8, 10, 24). Napríklad, Lanza a kol. (14) pomocou MKP sledoval zmeny distribúcie a veľkosti napätí u mostíkov spájajúcich jeden RFI s jedným alebo s 2 zubmi pri rovnomernom vertikálnom zaťažení 100 N. Maximálne von Missesove napätia boli generované v oblasti spojenia mostíkovej časti korunky s medzičlenom (48 MPa pri jednom pilieri 36 MPa pri 2 pilieroch) a v kosti v oblasti krčka implantátu (12 MPa pri jednom pilieri, 9 MPa pri 2 pilieroch). Dopašial však neboli analyzované zmeny stresových distribúcií BI pomocou MKP u BI v spojení s ďalším implantátom alebo so zubom prostredníctvom mostíkovej konštrukcie, napriek tomu, že klinické skúsenosti toto spojenie podporujú (26).

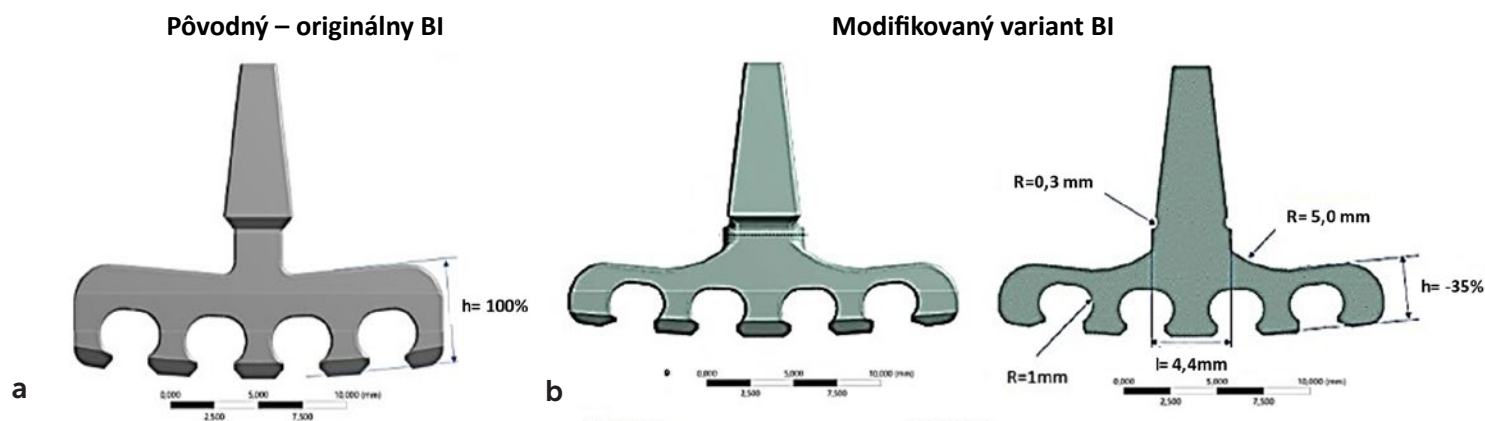
Cieľom danej práce bolo preto vyhodnotiť potenciál tvarovo modifikovaného BI samostatne stojaceho a pri spojení so zubom pri strednom stupni atrofie kosti pomocou analýzy distribúcie napätí vizualizovaných MKP.

Experimentálna časť

Optimizácia geometrie BI z hľadiska redukcie napätí

Základom pre MKP analýzu bol model BI založený na bežne dostupnom certifikovanom implantáte (Martikáň, typ MTI L01, Martikáň, SR, CE No 2017- MDD/ QS-026 (ISO9001)). Trojrozmerný model implantátu bol aplikovaný programom Pro ENGINEER a spracovávaný v programe Solid works. BI bol lokalizovaný v distálnom úseku sánky s denzitou kosti D2, v oblasti 1. molára ako samostatne stojací implantát. Celková výška modelu sústavy bola 26,4 mm. Implantát bol zaťažovaný žuvacou silou 256, 37 N v uhle približne 69,5 stupňa k okluzálnej rovine. Vzdialenosť pôsobenia sily od horného okraja sánky bola 11, 4 mm. Uvedená sila bola výsledkom vektorového súčtu $F_x = 50$ N v buko - lingválnom, $F_y = 240$ N v axiálnom a $F_z = 75$ N v disto - meziálnom smere. Veľkosť sily bola aplikovaná na základe experimentálne nameraných hodnôt prác Mericske-Stern (20, 21) a ďalších autorov (18, 19). Implantát aj sánka bola rozdelená sieťou konečných prvkov pozostávajúcou z 1 580 553 tetraedrických elementov s rôznou veľkosťou a tomu zodpovedajúcich 214 691 uzlov. Rozhranie medzi kostou a implantátom bolo modelované ako pevné spojenie, simulujúce stav osteointegrovaného spojenia a ako voľné spojenie, simulujúce stav okamžite zaťaženého BI. Preto bol vybraný viazaný, resp. voľný kontakt, ako možnosť v softvéri. Hodnotil sa medzný stav pružnosti a úroveň redukovaného napätia podľa von Missesovej podmienky.

Výsledky publikované v prvej časti práce (11) preukázali, že maximálne von Missesove a hlavné ťahové napätia sú generované v zúženej oblasti krčka BI. Ich zníženie je možné len úpravou prierezu krčka. Optimalizáciou geometrie BI bol preto sledovaný vplyv zväčšenia rozmerov krčka z pôvodných 1,60 mm x 2,8 mm na 1,60 mm x 4,40 mm, čo je v rozsahu priemerov bežne používaných RFI (3,5 - 4,5 mm). Ďalším príspevkom k zníženiu koncentrácie napätí bolo zväčšenie zaoblenia na rohoch krčka



Obr. 1 Tvarová modifikácia BI: a - geometria a rozmery originálneho blade implantátu pre MKP analýzu(11), b - návrh zmeny geometrie tvaru BI so zosilneným prechodom z krčka do hrebeňa BI na blade implantáte so zväčšeným prierezom krčka.

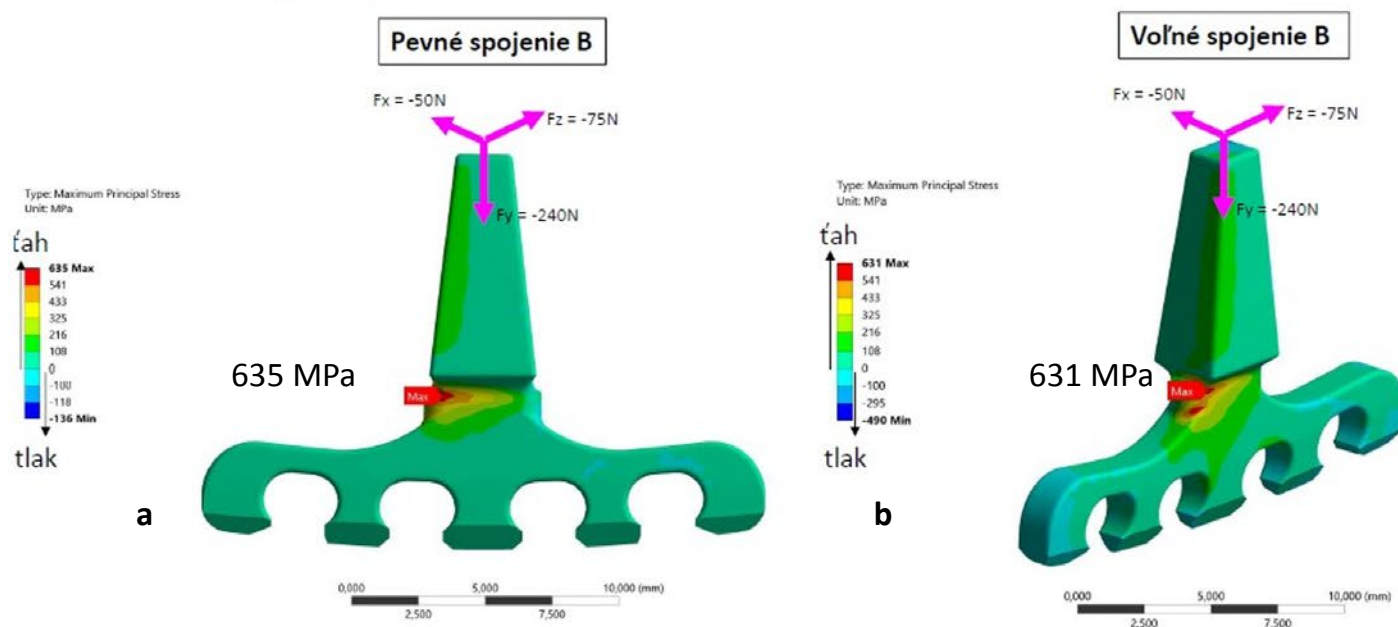
Fig. 1 BI shape modification of: a. geometry and dimensions of the original blade implant for FEM analysis (11), b. design of change in geometry of BI shape with enhanced transition from neck to BI ridge on blade implant with increased neck cross-section.

na 0,8 mm a zosilnenie prechodovej časti medzi krčkom a hrebeňom tela blade v kritickej oblasti prostredníctvom zakrivenia s polomerom 5 mm (Obr. 1). Keďže napätia v bazálnej oblasti blade boli pri študovanom zaťažení podstatne nižšie ako medza klzu, súčasne so zväčšením prierezu krčka bolo možné znížiť aj výšku tela BI. Účelom bolo rozšírenie možnosti aplikácie BI aj v stavoch, keď vzdialenosti priebehu nervus alveolaris inferior od crestálneho okraja alveolárnej kosti sú menšie ako 4 - 5 mm. Zníženie výšky hrebeňa bolo o 35 % na 3,575 mm.

Výpočet stresovej distribúcie v tvarovo modifikovanom BI bol realizovaný za rovnakých podmienok, ako v prípade originálnej geometrie. Distribúcie hlavných aj von Misesových napätí pri pevnom aj voľnom spojení modifikovaného BI sú znázornené na Obr. 2.

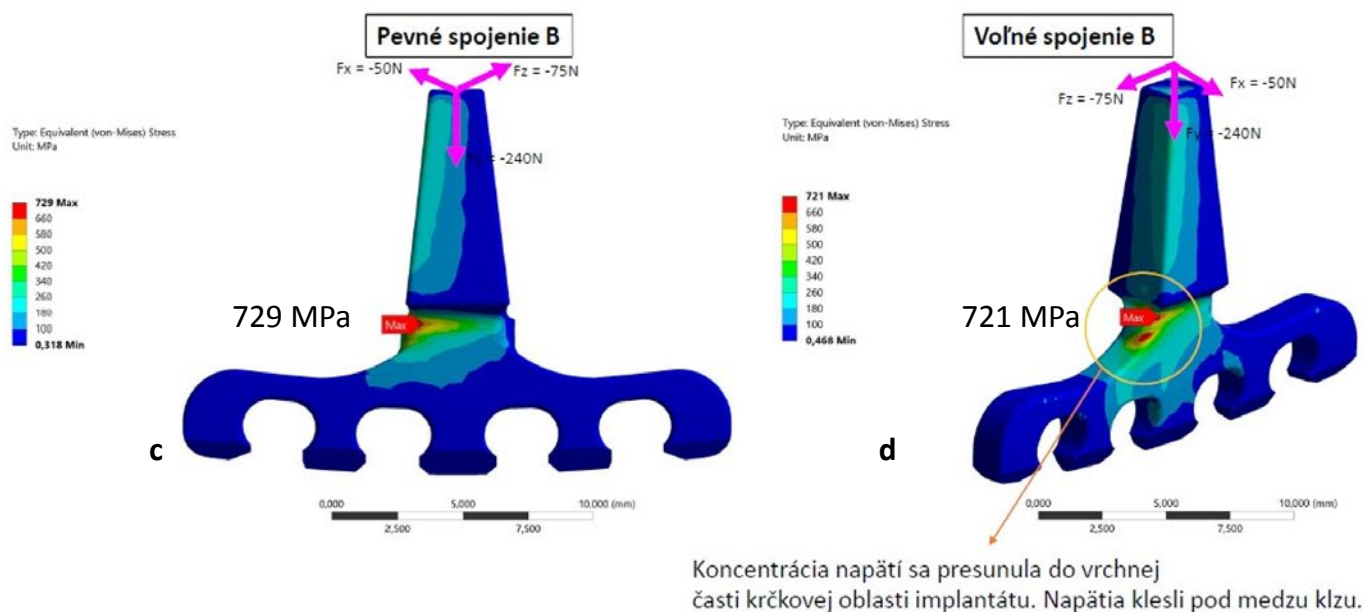
Výsledky MKP z hľadiska distribúcie napätí pri pevnom aj voľnom spojení BI zaznamenali výrazný pokles (Obr. 2) v porovnaní s originálnym BI (11). Redukcia hlavného napätia pri oboch typoch spojenia zaznamenala pokles o cca 53% (1346 MPa→635 MPa – pevné spojenie), (1340→631 MPa - voľné spojenie) a u von Mises napätia pri pevnom spojení klesla o 49,5 % (1451 MPa→729 MPa) pri voľnom spojení o 48,5 % (1400 MPa→721 MPa). Úprava prierezu krčka a jeho prechodu do hrebeňa znížila veľkosť maximálnych von Misesových napätí pod hodnotu 730 MPa vo všetkých prípadoch, čím bola eliminovaná možnosť plastickej deformácie materiálu BI bez ohľadu na typ protetikého zaťaženia.

Maximálne hlavné napätia sigma1 [MPa] Porovnanie pevného a voľného spojenia modifikovaného BI



Von - Misesové napätia [MPa]

Porovnanie pevného a voľného spojenia modifikovaného BI



Obr. 2 Porovnanie maximálnych hlavných napätí a von Misesových napätí na povrchu BI pri pevnom spojení (- a, resp. - c) a pri voľnom spojení (- b, resp. - d) v modifikovanom BI. Maximálne napätia sú vo všetkých prípadoch pod hodnotami medze klzu.

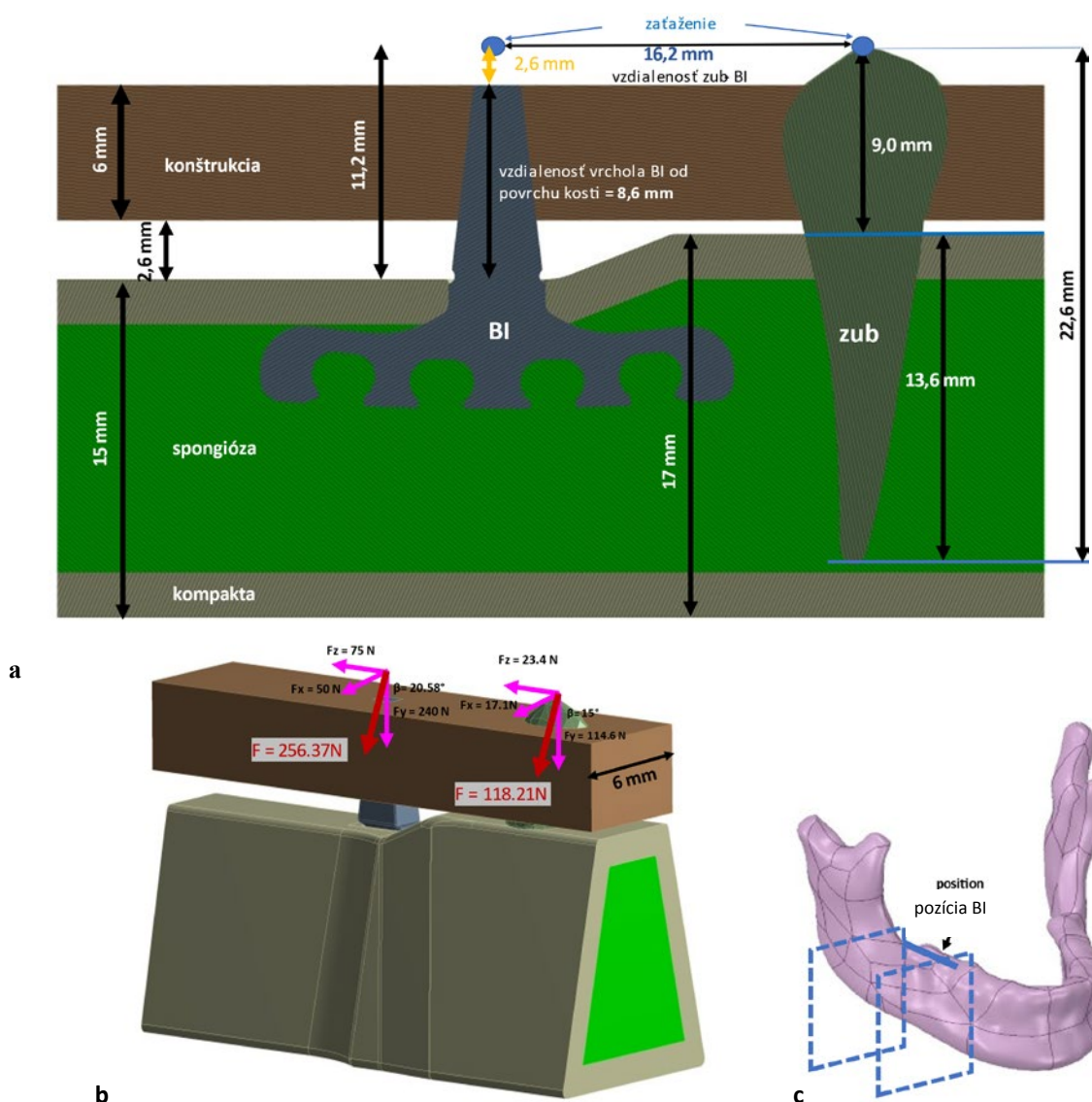
Fig. 2 Comparison of maximum principal stresses and von Mises stresses on the BI surface in fixed connection (- a and/or - c) and at free connection (- b and/or - d) in modified BI. Maximum stresses are below overload limit in all cases.

Spojenie BI a zub

Modelová geometria

Experimentálne bola analyzovaná modelová situácia spojenia jedného modifikovaného BI a existujúceho zuba (Obr. 3.) Modelácia simulovala stav skráteného zubného oblúka sánky po úroveň 1. premolára pri jej atrofii stredného až ťažkého stupňa. Modifikovaný BI bol lokalizovaný v mieste 1. molára (Obr. 3c). Druhým pilierom bol 1. premolár lokalizovaný v preforaminálnej časti stredne atrofovej sánky, pričom 2. premolár bol nahradený medzičlenom. Košť sánky bola modelovaná ako homogénne izotropný materiál pozostávajúci z 2 mm hrubej kompakty a spongiózy, s priemernou denzitou D2. BI bol spojený mostíkovou konštrukciou s 1. premolárom (Obr. 3a). Celková dĺžka zuba bola 22,6 mm, vrátane 9 mm korunky. Mostíková konštrukcia prebiehala paralelne s okluzálnou rovinou. Celková výška sústavy bola 26,2 mm, dĺžka bola 33 mm, výška kosti v oblasti BI bola 15 mm so šírkou crestálnej časti 5 mm, v oblasti 1. premolára 17 mm, šírka crestálnej časti 8 mm a bazálnej časti 12 mm pri celkovej výške sústavy 26,2 mm. Vzdialenosť medzi vrcholom korunky a stredom krčka BI bola 16,2 mm.

Žuvacie sily pôsobiace na celý systém boli modelované pôsobením v dvoch bodoch - na vrchole korunky a strede vrcholu BI vo vzdialenosti 2,4 mm nad povrchom vzhľadom na hrúbku plášťa budúcej korunky situovanej na BI. Na BI pôsobila vektoricky združená sila $F = 256,37$ N. Uvedená sila bola výsledkom vektorového súčtu $F_x = 50$ N v buko-lingválnom, $F_y = 240$ N v axiálnom a $F_z = 75$ N v disto-mezialnom smere, ktorá bola aplikovaná v uhle $69,5^\circ$ stupňov k okluzálnej rovine (Obr. 3b). Veľkosti jednotlivých silových zložiek boli prevzaté z experimentálnych prác Mericske-Stern a ďalších autorov (18, 19, 20, 21). Veľkosť sily pôsobiacej na zub bola v súlade s distribúciou zaťaženia na premolárový úsek o 30 – 50 % nižšia, ako na oblasť BI, umiestneného v molárovej zóne. Celková sila na korunke zuba bola vektoricky zložená a pôsobila pod uhlom 75° k okluzálnej rovine a bola $F = 118,2$ N. Jej komponenty / buko-lingválnom, axiálnom a disto-mezialnom smere boli $F_x = 17,1$ N, $F_y = 114,6$ N a $F_z = 23,4$ N (Obr. 3).



Obr. 3 Modelová sústava BI a zub. Geometria sústavy. Zjednodušený 3D model distálneho úseku sánky a vektory pôsobenia síl v jednotlivých smeroch pri výslednej vektorickej zloženej žuvacej sile v oblasti BI 256.37 N a v oblasti 1. premolára 118,2 N.

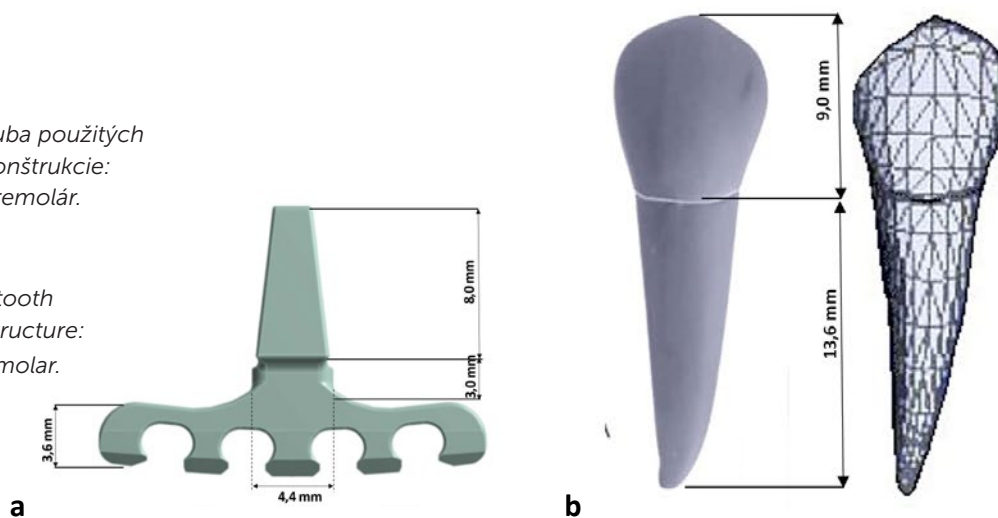
Fig. 3 BI and tooth model system. System geometry. Simplified 3D model of the distal section of the lower jaw and vectors of forces in individual directions at the resulting vector composite masticating force in the BI region 256.37 N and in the 1st premolar region 118.2 N.

Obr. 4

Geometria implantátov a zuba použitých na upevnenie mostíkovej konštrukcie:
a - modifikovaný BI a b - premolár.

Fig. 4

Geometry of implants and tooth used to fasten the bridge structure:
a - modified BI and b - premolar.



Obr. 4 ilustruje geometriu a rozmery modifikovaného BI a premolára. Morfológia premolára bola prevzatá z práce Nelsona a kol. (22). Mostíková konštrukcia z titánovej zliatiny TiAl6V4 Gr. 5 bola modelovaná formou nosníka s prierezom $6 \times 6 \text{ mm}^2$ a dĺžkou 33 mm (Obr. 3b).

MKP analýza

Trojrozmerný model sústavy bol generovaný programom Pro ENGINEER a následne spracovávaný v programe Solid works. Sústava bola rozdelená sieťou konečných prvkov. V kritických oblastiach bola veľkosť elementov siete cieľne zmenšená kvôli zvýšeniu presnosti výpočtov. Rozhranie

medzi kosťou a implantátom, resp. zubom, bolo modelované dvoma spôsobmi, ako pevné spojenie, simulujúce stav plne osteointegrovaného spojenia, a ako voľné spojenie, simulujúce stav okamžitého zaťaženia. Materiálové vlastnosti jednotlivých prvkov sústavy použité pri MKP výpočtoch sú zhrnuté v Tab. 1. Na výpočet distribúcie napätí bola použitá lineárne statická analýza MKP v programe ANSYS.

	Kortikálna kosť	Spongiózna kosť	Implantát Ti-Al6-V4 Gr.5	Cement	Dentín	Parodontálne ligamentá
Modul pružnosti E [MPa]	$13,7 \times 10^3$	$2,3 \times 10^3$	$1,14 \times 10^5$	$14,0 \times 10^3$	$18,6 \times 10^3$	170
Poissonov súčiniteľ μ [-]	0,3	0,3	0,3	0,35	0,31	0,45

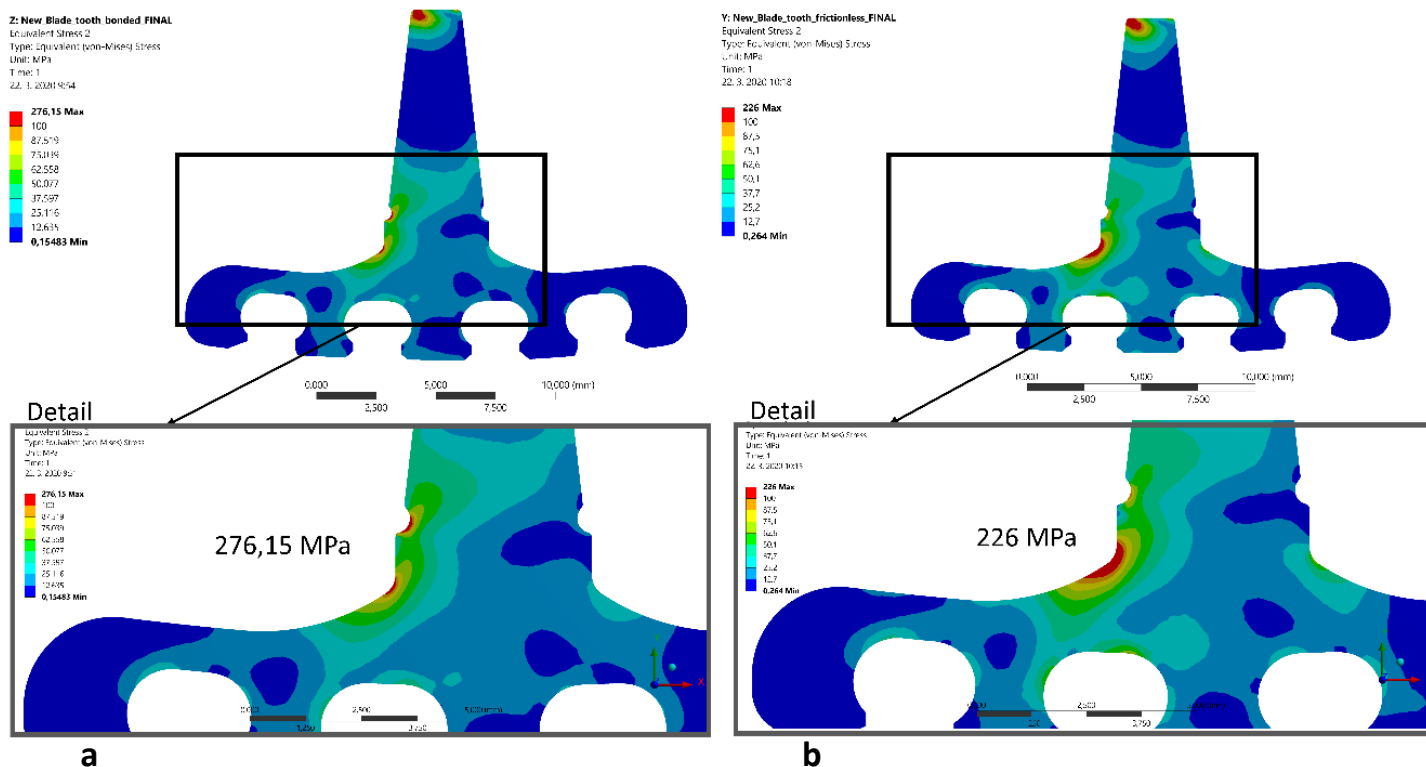
Tab. 1 Materiálové vlastnosti jednotlivých prvkov sústavy (7).

Table 1 Material properties of individual elements of the system (7).

Výsledky

MKP analýza umožnila vizualizáciu distribúcie napätí na povrchu BI, zuba a príľahlej kosti pri voľnom a pri pevnom spojení s kosťou. Vo výsledkoch sú prezentované len maximálne von Misesove napätia. Maximálne hlavné napätia boli tiež realizované, ale vo výsledkoch neboli uvádzané kvôli rozsahu dát. Na Obr. 5 je distribúcia napätí v prípade pevného aj voľného spojenia BI

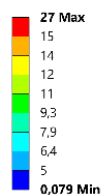
s kosťou veľmi podobná a rozdiel je len v absolútnych hodnotách maximálnych von Misesových napätí. Boli koncentrované v prechode z krčka BI do centra blade časti. Pri voľnom spojení boli na úrovni 226 MPa, zatiaľ čo pri pevnom spojení BI s kosťou dosahovali 276 MPa. Prejavil sa tiež vzostup napätia na hrote nastavby BI, pravdepodobne z dôvodu deformácie mostikovej konštrukcie vplyvom rozdielného zaťaženia v molárovej a premolárovej oblasti.



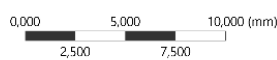
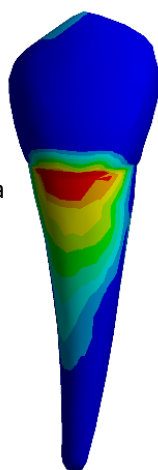
Obr. 5 Distribúcia von Misesových napätí v blade implantáte pri pevnom spojení s kosťou - a, a pri voľnom spojení implantátu s kosťou - b.

Fig. 5 Distribution of von Mises stresses in the blade implant in fixed connection to the bone - a, and in free connection of the implant to the bone - b.

Z: New_Blade_tooth_bonded_FINAL
Equivalent Stress 3
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
22. 3. 2020 10:37

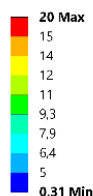


27 MPa

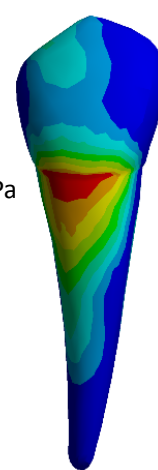


a

Y: New_Blade_tooth_frictionless_FINAL
Equivalent Stress 3
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
22. 3. 2020 10:37



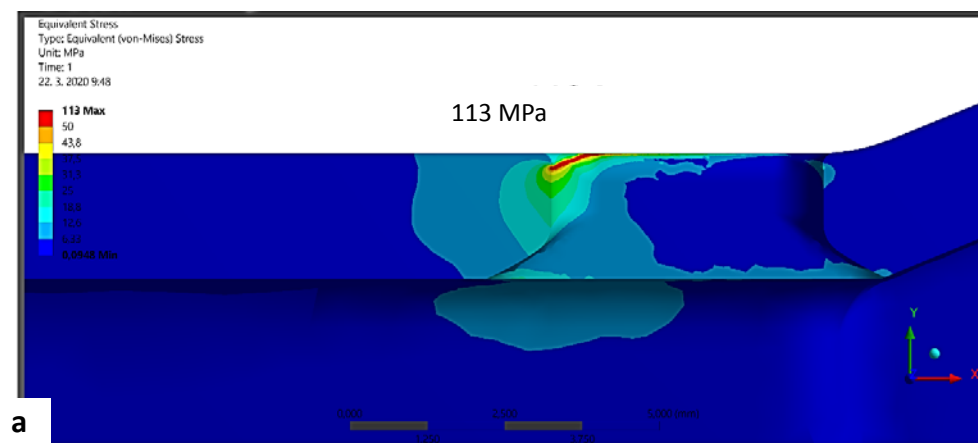
20 MPa



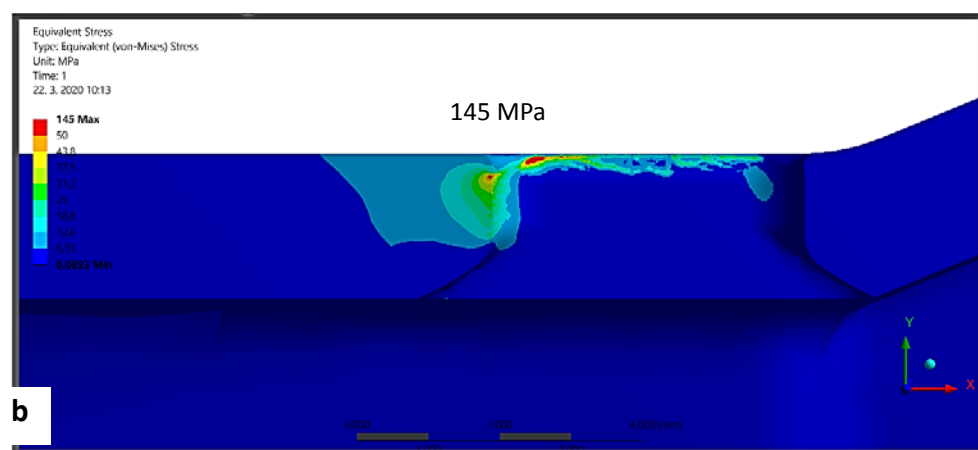
b

Obr. 6 Rozloženie von Misesových napätí na zube pri pevnom spojení – a, pri voľnom spojení s implantátom – b. Medza klzu cementu –29 MPa (14), dentínu 50-75 MPa (31).

Fig. 6 Distribution of von Mises stresses on the tooth in fixed connection – a, in free connection with the implant – b. Overload limit of cement –29 MPa (14), dentin 50-75 MPa (31).



a



b

Obr. 7 Rozloženie von Misesových napätí v kompakte pri pevnom – a, pri voľnom spojení s implantátom – b.

Fig. 7 Distribution of von Mises stresses in compact in fixed – a, and in free connection with implant – b.

Napätia na povrchu zuba (Obr. 6) sa v oboch prípadoch koncentrovali v krčkovej oblasti. Ich maximálne hodnoty boli pri voľnom spojení 20 MPa a pri pevnom spojení 27 MPa.

Generovanie napätia v kosti, osobitne v kompakte, zodpovedalo distribúcií v krčkovej časti BI s maximom v povrchovej časti kompaktky s miernym šírením sa distálne od

smeru pôsobenia F_x silovej zložky (Obr. č. 7). Maximá napätí boli pri voľnom spojení 145 MPa a pri pevnom spojení 113 MPa. Obe tieto hodnoty boli pod medzou klzu kompaktnej kosti. Keďže napätia na premolári boli približne 10 x nižšie ako na povrchu BI, zodpovedajúce napätia v kortikalis analogicky výrazne poklesli a ich veľkosť sa stala nevýznamnou s ohľadom na pevnosť kosti.

Diskusia

Tab. 2 zhrňuje maximálne von Misesove napätia u BI spojeného so zubom pri oboch typoch spojenia s kosťou a porovnáva ich so zodpovedajúcimi hodnotami získanými pri experimente u samostatne stojaceho originálneho ako aj modifikovaného BI z predchádzajúcej časti práce (11).

Z porovnania zodpovedajúcich maximálnych napätí von Mises je zrejmé, že korekciou tvaru došlo u samo-

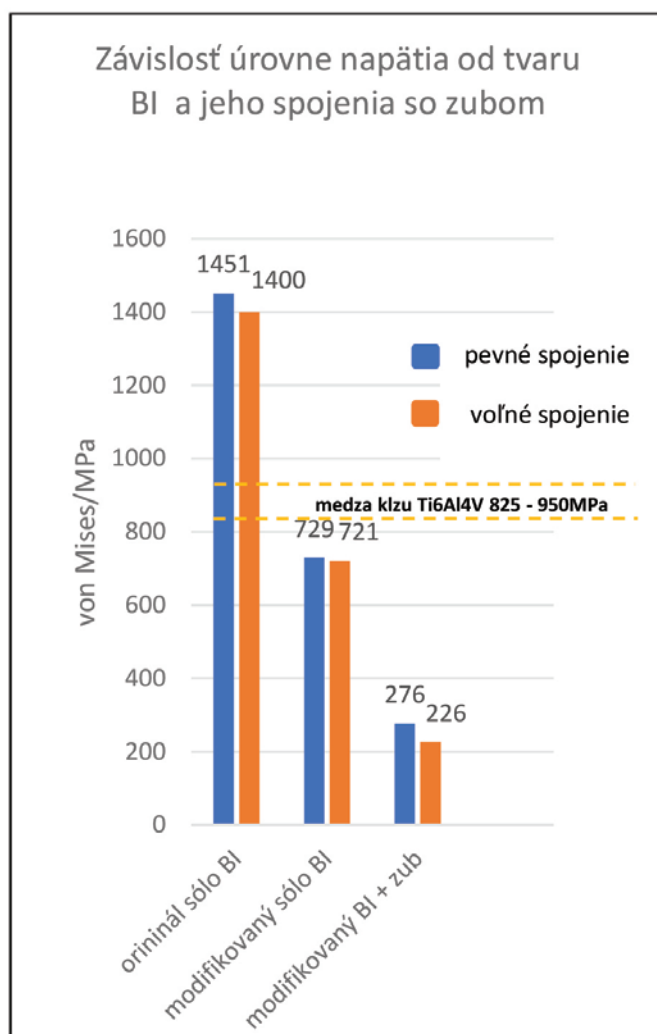
statne stojaceho BI pri pevnom spojení k zníženiu z 1451 Mpa na 729 Mpa (49,5%) a pri voľnom spojení z 1400 MPa na 721 MPa (48,5 %), teda výrazne pod medzu klzu Ti zliatiny bez ohľadu na protokol protetického zaťaženia.

Závažnosť tvarovej optimalizácie sa prejavila zvlášť pri spojení BI a zuba. Hodnoty napätí na modifikovanom BI prepojenom so zubom mostíkom v porovnaní so samostatne stojacim modifikovaným BI pri voľnom spojení klesli o 69%, zo 721 MPa len na 226 MPa a v prípade pevného spojenia o 62% z 729 MPa na 276 MPa.

von Mises (MPa)		
Maximum napätia na:	Pevné spojenie	Voľné spojenie
modifikovaný BI (+ mostík + zub)	276	226
modifikovaný BI samostatne stojaci	729	721
originálny BI samostatne stojaci	1451	1400

Tab. 2 Hodnoty von Mises napätí pre BI pôvodného tvaru a pre modifikovaný BI a pri spojení so zubom v jednotlivých experimentoch.

Table 2 Von Mises stress values for BI of the original shape and for modified BI, and when connected to the tooth in individual experiments.



Obr. 8 Grafické znázornenie vzťahu tvarovej modifikácie BI a spojenia so zubom k úrovni napätia von Mises na povrchu BI.

Fig. 8 Chart representing the relationship between the BI shape modification and the connection with the tooth, to the von Mises stress level on the BI surface.

Hodnotenie vplyvu typu spojenia s kosťou u BI spojeného so zubom mostíkom na úroveň napätia na povrchu BI zaznamenalo pri okamžitom zaťažení (voľnom spojení) pokles v porovnaní s analogickou situáciou pri osteointegrovanom (pevnom) spojení. Pri voľnom spojení je zaťaženie sprevádzané možnosťou mikropohybu neintegrovaneho BI. Takéto „tlmenie“ spôsobuje zníženie maximálneho napätia na povrchu BI. V prípade pevného spojenia je takýto efekt minimálny. Sledovanie zmeny napätia na povrchu BI spojeného so zubom mostíkom v závislosti s pevným či voľným spojením zuba s kosťou praktický význam nemá, keďže v reálnej situácii zdravý zub nie je spojený s kosťou pevne. Medzivrstva parodontálnych vlákien medzi kosťou a koreňovým cementom umožňuje pri zaťažení „odpruženie“ zuba analogicky, ako pri voľnom spojení. Modelovanie absolútne pevného spojenia poskytuje preto len umelo navýšené hodnoty napätí. Dôsledkom väčšej pohyblivosti BI aj zuba pri voľnom spojení, resp. takmer voľnom spojení, narastá aj koncentrácia napätí vo vrchnej časti nadstavby BI (Obr. 5). Tieto napätia nie sú však z hľadiska integrity BI, mostíka a kosti relevantné.

Úrovně napätia na povrchu BI by nemali prekročiť hladinu medze klzu Ti6Al4V Gr.5 (825 MPa - 950 MPa) (23). Experiment identifikoval napätia na BI v rozmedzí 226 – 276 MPa pri pevnom a voľnom spojení zodpovedajúce len na úrovni 24 – 28 % hodnoty medze klzu. Z údajov tak tiež vyplýva, že pri sólo stojacom modifikovanom BI boli síce napätia vyššie, ale ich úroveň sa stále pohybovala len v rozsahu 76 – 88 % úrovne medze klzu kovu. Naopak, pri originálnom tvare BI samostatného stojaceho činila hladina napätia 152 – 175 % úrovne medze klzu zliatiny.

Výsledky našich vlastných meraní (16) dokumentujú, že až 90 % záťaže oseálnym prenosom sa distribuuje na kompaktnú kosť. Preto analýze prenosu napätia na spongiózu sa naša štúdia nevenovala pre jej malý podiel na záťažovej distribúcii. Generované napätia v kortikálnej kosti okolia BI boli v rozsahu 113 – 145 MPa (Obr. 7). Tieto napätia, dosahujú len 56 – 65 % úrovne medzu klzu kompakty (100 – 220 MPa) (22). Tento nález je o to významnejší, že pri sólo stojacom BI originálneho tvaru presahovali von Misesove napätia v kompakte o 230-260% hladinu medzu klzu (11).

Hodnoty napätia na povrchu zuba predstavujú len 68% medze klzu cementu a 26 – 40% medze klzu dentínu (medza klzu cementu = 29 MPa (6), dentínu = 50 – 75 MPa (31)). Rozdiely napätí von Mises u zuba konfigurovaného ako voľné, resp. pevné spojenie, zaznamenali minimálne hodnoty (27 MPa vs. 20 MPa). Stav u zuba prepojeného s kosťou cestou parodontu MKP modelácia neúplne presne vystihuje, keďže stanovenie rozhrania neumožňuje postupné gradovanie spojenia, len pevné alebo voľné rozhranie. Napätia na povrchu zuba tvorili len cca 10 % hodnoty voči povrchu BI (276,15 MPa vs. 226 MPa). Teda vplyv relevantnosti kvantitatívnej úrovne rozsahu rozhrania zub a kosť nemajú významný dosah na napätovú distribúciu v sústave. Výsledky preukazujú pokles absolutných hodnôt napätí na tele modifikované-

ho BI a jeho prepojenie konštrukciou so zubom výrazne znižuje hladinu napätia, pričom rozdiely medzi pevným a voľným spojením BI s kosťou nezaznamenali významné rozdiely. Napriek rozdielnej atrofii výšky a šírky alveolárnej kosti v oblasti BI a zuba, nedošlo k neadekvátnemu nárastu napätí na tele BI, zube a kosti.

Výsledky experimentu konštatujú ako oveľa výhodnejšiu alternatívu uplatnenia sa samostatne stojaceho BI pri extrémnych atrofiach sánky v spojení s ďalším implantačným pilierom, resp. so zubom. Komplikovanosť spojenia implantátu s prítomným zubom v mostíku je diskutovaná téma v literatúre posledných 40 rokov. Napriek tomu, že sa priamo nezhodovalo s Bränemarkovým protokolom, ktorý nepodporoval spojenie implantátov a zubov, fixné náhrady s implantačno (oseálnym) - dentálnym prenosom sa zhotovovali s dlhodobým klinickým úspechom (13, 15). Prevládajúci názor nepreferujúci takéto spojenie pre možné riziká pre implantát aj pre pilierový zub (13, 30) mnohí autori nepodporujú a prezentujú toto prepojenie pozitívne, bez negatívnych následkov pre zub, resp. parodont (12), aj keď by to nemalo byť prvou voľbou riešenia. Takéto spojenie nepriineslo väčšie riziká oproti fixným náhradám spájajúcich implantát - implantát, zvlášť ak bolo spojenie s pilierom s dobrým biologickým faktorom resp. s dvomi piliermi či dvomi implantátmi (32). Napriek tomu spojenie osteointegrovaného implantátu s prenosom zaťaženia vo veľkej miere na kompaktnú a zuba prenášajúceho zaťaženie na alveolárnu kosť cestou parodontálnych tkanív je určitou dilemou (25, 19). U implantátu, rigidne spojeného s kosťou, bez tlmenia zaťaženia cestou parodontálneho väziva, tak ako je u zuba, dochádza ku generovaniu napätia v oblasti krčka, spôsobeného vertikálnym pohybom piliera a nárastom nonaxiálnych a rotačných síl pôsobených pákou fixného mostíka (30). Je potrebné konštatovať, v zhode s poznatkami z praxe, že k mechanickým poškodeniam kosti, napriek potenciálnemu presahu medze klzu nedochádza, na čom sa do určitej miery podieľa tiež stabilizačný účinok blade časti, aj keď jeho príspevok k prenosu napätia je malý. Ďalším faktorom sú vitalita kosti, jej reosifikačná schopnosť, veľká variabilita v súvislosti s vekom, zdravotným stavom. Preto aj hodnoty medze klzu kompakty, uvádzané v literatúre, majú tak veľký hodnotový rozptyl (22). Výsledky našej predošlej štúdie preukázali, že, pri kalkulovanej crestálnej šírke alveolárnej kosti 5,0 mm a diametri enoseálneho implantátu 3,0 mm a teda šírke kortikalis v okolí krčka vo vestibuloorálnom diametri len 1 mm (16), bola maximálna veľkosť žuvacích síl na 40 % úrovni síl potrebných na dosiahnutie medze klzu kortikálnej kosti. Aproximáciou týchto výsledkov možno dedukovať, že pri vestibuloorálnom diametri BI (1,6 mm), je predpoklad prekročenia medze klzu kosti minimálny i v prípade, ak by vo vestibuloorálnom diametri bol hrebeň alveolárnej kosti iba 3,6 mm / (kosť...)-1mm+ BI-1,6mm+kosť-1mm/. To je práve indikovaná šírka modifikovaného BI.

Aj keď stresové nálezy na povrchu modifikovaného BI spojeného so zubom dokumentujú mierny nárast pri

pevnom spojení, vychádzajúci vzostupom úrovne nonaxiálnych síl pôsobiacich na osteointegrovaný BI rigidne spojený s kosťou pri vertikálnom pohybe pripojeného zuba v rámci fyziologickej kývavosti, úroveň napätí vo svojich maximách však medzi klzu kosti ani BI neprevyšujú. Mikropohyb okamžite zaťaženého neosteointegrovaného BI vytváraný pôsobením tejto páky by však mohol vytvárať nežiadúci efekt na proces osteointegrácie BI. Z tohto dôvodu by sme skôr preferovali protetické zaťaženie pri spojení jedného BI a jedného piliera až po ukončení osteointegrácie. Vychádzajúc z publikovaných výsledkov MKP analýz mostíkov v spojení jedného implantátu s jedným a s dvoma zubmi (14), dovoľujú naše výsledky konštatovať, že pri spojení BI s dvoma zubmi zvyškového zuboradia interforaminálnej oblasti by nárast napätia v oblasti BI bol výrazne menší a súhlasne s uvádzaným zdrojom by sa nemal tento negatívny efekt uplatniť ani na okamžité zaťaženie z pohľadu prognostického rizika.

Záver

Analýza MKP prenosu žuvacieho zaťaženia u samostatne stojaceho modifikovaného BI preukázala, že:

- došlo k výraznému poklesu von Mises napätia na povrchu BI so znížením jeho koncentrácie v oblasti krčka implantátu,
- hodnoty napätí pri osteointegrovanom a neosteointegrovanom BI poklesli pod medzi klzu titánovej zliatiny,
- navrhnutá úprava geometrie – rozšírenie prierezu krčka a zväčšenie prechodu z krčka do hrebeňa BI umožňuje popri znížení výšky hrebeňa na 3,75 mm dosiahnuť pokles napätí na povrchu BI pod úroveň medze klzu Ti zliatiny a kortikálnej kosti.

Analýza prenosu žuvacieho zaťaženia modifikovaného BI v spojení so zubom preukázala, že:

- úroveň napätí v oblasti BI a zuba neprekračujú hodnoty medzi klzu Ti 6Al4V, kompakty a zubných tkanív,
- minimálne generovanie von Mises napätia prevažne sústredené do oblasti krčka BI a centrálnej časti blade,
- nebol zaznamenaný významný rozdiel medzi osteointegrovaným a neosteointegrovaným BI v spojení so zubom, teda pri takomto type spojenia je možné okamžité aj odložené zaťaženie.

Výsledky našej štúdie potvrdzujú, že využitie BI, v súčasnej dobe do určitej miery nekonvenčného riešenia, môže byť prínosom pri riešení extrémnych atrofíí alveolárnych distálnych výbežkov sánky, či nevýhodnom priebehu n. alveolaris inferior, keď štandardné valcové implantačné systémy strácajú možnosť uplatnenia.

Literatúra

1. ANITUA, E., ALKHRAISAT, M.H., ORIVE, G.: Novel technique for the treatment of the severely atrophied posterior mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Sep-Oct;28(5):1338-46. doi: 10.11607/jomi.3137.
2. COVANI, U., MARCONCINI, S., CRESPI, R., BARONE, A.: Immediate implant placement after removal of a failed implant: a clinical and histological case report. *J Oral Implantol* 2009;35(4):189-95.
3. DAL CARLO, L., LINKOW, L.I., PASQUALINI, M.E., SHULMAN, M., GRIVET BRANCOT, L., NARDONE, M.: Blade implants in the rehabilitation of severely atrophic ridges. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery* 2013 Dec 08;1(4):33.
4. DAL CARLO, L., PASQUALINI, M., SHULMAN, M., ROSSI, F., COMOLA, G., MANENTI, P., CANDOTTO, V., LAURITANO, D., ZAMPETTI, P.: Endosseous distal extension (EDE) blade implant technique useful to provide stable pillars in the atrophic lower posterior sector: 22 years statistical survey. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2019 Jan-Dec;33:2058738419838092. doi: 10.1177/2058738419838092. PMID: 31663442; PMCID: PMC6822180.
5. DAL CARLO, L., PASQUALINI, M. E., CARINCI, F., CORRADINI, M., VANNINI, F., NARDONE, M., LINKOW, L. I.: A brief history and guidelines of blade implant technique: a retrospective study on 522 implants. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery* 2013 Feb 01;1(1):3.
6. DI STEFANO, D., IEZZI, G., SCARANO, A., PERROTTI, V., PIATTELLI, A.: Immediately loaded blade implant retrieved from a man after a 20-year loading period: a histologic and histomorphometric case report. *J Oral Implantol* 2006 Aug;32:171-6.32. Corradini, F.: *Implantologia Odontoiatrica*. Stampa Ancona 2017, ISBN:978-8898159376
7. GUTELKIN, B. A., GUTELKIN, P., YALCI, S.(2012):. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. *Finite Element Analysis - New Trends and Developments*. doi:10.5772/48339
8. HOBKIRK, J. A., TANNER, S. R.: Load transmission in implant superstructures supported by natural teeth and osseointegrated dental implants. A preliminary report. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1995 Mar; 3(3):101-5.
9. ISMAIL, Y. H., PAHOUNTIO, S. L. N., FLEMING, J. F.: Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*. 1987;4(2):25-31.
10. KAYABAŞI, O., YÜZBASIOĞLU, E., ERZINCANLI, F.: Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* 37 (2006) 649–658
11. KUČERA, J., STRECHA, J., ŠIMŮNEK, A., LOFAJ, F.: Blade implantáty a ich modifikácie ako nekonvenčná možnosť implantačnej rehabilitácie atrofického hrebeňa sánky 1. časť. *Stomatológ*, XXX, 2020, 2, s.14-25
12. LANG, N.P., PJETURSSON, B. E., TAN, K., BRÄGGER, U., EGGER, M., ZWAHLEN, M.: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Dec; 15(6):643-53

13. LANGER, B., SULLIVAN, D.Y.: Osseointegration: its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry: part II. *Int J Periodont Rest Dent*. 1989;9:165–183.
14. LANZA, M. D., SERAIDARIAN, P. I., JANSEN, W. C., LANZA, M. D.: Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(6):655–661. doi:10.1590/s1678-77572011000600019
15. LAUFER, Z., GROOS, M.: Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patient. Part II: principles and applications. *J Oral Rehabil*. 1998;25:69–80.
16. LOFAJ, F., KUČERA, J., NÉMETH, D., KVETKOVÁ, I.: Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. *Materials Science & Engineering C*, 50 (2015) p 85 – 96, doi:10.1016/j.msec.2015.15.095
17. MANGANO, F., BAZZOLI, M., TETTAMANTI, D., FARRONATO, M., MAINERI, A., MACCHI, C., MANGANO, C.: Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers Med Sci*. 2013 Sep;28(5):1241–7. doi: 10.1007/s10103-012-1205-1. Epub 2012 Sep 14
18. MARCIÁN, P., WOLFF, J., HORÁČKOVÁ, L., KAISER, J., ZIKMUND, T., BORÁK, L.: Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Comput Biol Med*. 2018;96:157–165. doi:10.1016/j.compbiomed.2018.03.012
19. MENICUCCI, G., MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G.: Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Jun; 13(3):334–41
20. MERICSKE-STERN, R., VENETZ, E., FAHRLÄNDER, F., BÜRGIN, W.: In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):535–547. doi:10.1067/mpr.2000.110264
21. MERICSKE-STERN, R., PIOTTI, M., SIRTES, G.: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures: a comparative study. *Clin Oral Impl Res*. 1996;7:387–396.
22. NELSON, S. J.: *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 10th ed. China: Elsevier Health Sciences; 2014
23. OOSTERWYCK, VAN H., DUYCK, J., SLOTEN, V. J., VAN DER PERRE, G., DE COOMAN, M., LIEVENS, S., PUERS, R., NAERT, I.: The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research*. 1998;6:407–418. doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.090606.
24. PJETURSSON, B. E., LANG, N. P.: Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil*. 2008 Jan; 35 Suppl 1:72–9
25. ROBERTS, R.: Placement of plate-form implants using osteotomes. *J Oral Implantol*. 2002;28(6):283–9.
26. ŠIMUNEK, A., a kol. : *Dentální Implantologie: NUCLEUS HK*; 2008.
27. TAKAHASHI, N., KITAGAMI, T., KOMORI, T.: Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent* 1978 Aug;40(2): 186 – 191
28. TOPARLI, M., KOKSAL, N.S.: Hardness and yield strength of dentin from simulated nanoindentation tests. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Volume 77, Issue 3, March 2005, Pages 253–257
29. TRAINI, T., MANGANO, C., SAMMONS, R. L.: (2008) Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater* 24:1525–1533
30. WEINBERG, L. A.: *Atlas of tooth and implant supported prosthodontics*. Chicago: Quintessence; 2003. pp. 223–223
31. WEINSTEIN, A. M., KLAUITTER, J. J., COOK, S. D.: Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res*. 1980 Jan; 14(1):23–9
32. WOLFRAM, U., SCHWIEDRZIK, J.: Post-yield and failure properties of cortical bone. *BoneKEY Reports* 5, Article number: 829 (2016) | doi:10.1038/bonekey.2016.60

MUDr. Ján Kučera, PhD.

I. Stomatologická klinika LF UPJŠ
Trieda SNP 1, Košice, SR