proLékaře.cz | 17.8.2025

Stabilita okraje kostního lůžka zatěžovaného implantátu – porovnání s matematickými modely

Himmlová L.[1], Goldmann T.[2], Kácovský A.[2]

[1]Výzkumný ústav stomatologický 1. LF UK a VFN, Praha,
přednostka prof. MUDr. J. Dušková, DrSc.
[2]ČVUT Praha, Fakulta strojní, Ústav mechaniky, Praha,
vedoucí ústavu prof. Ing. S. Konvičková, CSc.

*Věnováno Mgr. Luboru Mrklasovi
k jeho významnému životnímu jubileu.*

Souhrn

Adaptace kostního lůžka implantátu na působící zatížení se v RTG obrazu většinou projevuje jako miskovitá resorpce kosti v okolí krčku implantátu. V prvním roce po zatížení dochází k výraznějšímu úbytku okraje kosti, poté se stav buď stabilizuje nebo resorpce okraje kosti pokračuje až dojde ke ztrátě implantátu. Studie je zaměřena na porovnávání stability okraje kostního lůžka implantátů v závislosti na tvaru, velikosti a sklonu nitrokostní části implantátu a na druhu nesené protetické práce. U sledovaných implantátů byly každých šest měsíců zhotoveny RVG snímky. Z nich byl sestaven profil implantátu a určena jeho stabilita. Počty stabilních a nestabilních implantátů vzhledem k velikosti, tvaru a sklonu nitrokostní části implantátu i k nesené protetické práci byly statisticky zpracovány a porovnány s matematickými modely. Rozdíly mezi jednotlivými způsoby zatížení nejsou signifikantní, s výjimkou implantátu použitého jako vmezeřený pilíř mezi vlastní zuby pacienta. Korelace s matematickými modely není výrazná zejména proto, že pohyby a síly působící při funkci nejsou přesně známé a popsané, a do modelů byly zadány průměrné hodnoty. Pro potřeby klinické praxe je nezbytné matematické modely individualizovat.

Klíčová slova: dentální implantáty – velikost – tvar – sklon – RVG – protetické práce – matematické modely – metoda konečných prvků

Himmlová L., Goldmann T., Kácovský A.: Stability of Bone Bed Crest of Loaded Implant – Comparison with Finite Element Models

The adaptation of the implant bone bed to chewing force has been quite often represented in X-ray images as the bowl shaped resorption around the implant neck. During the first year after the implant loading the marginal bone loss around the neck is more pronounced. Subsequeutly, the rate of the bone loss is either arrested or the resorption of the bone crest continues and the implant is lost within a few years. This study compared stability of the bone bed crest of the loaded implant to the size, shape and inclination of enosseal part of the implant and to the anchored denture. All the implants monitored in the study were scanned by X-ray images every 6 months. The bone profile and stability characteristics for each implant were assembled. Numbers of stable and non-stable implants with respect to their size, shape and inclination of the enosseal part of the implant and to anchored denture were statistically evaluated and compared to mathematical finite element models. Differences among various types of loading, represented by different types of dentures were not significant, excluding a group of fixed bridges, where an implant was used as interpositioned pillar between natural teeth. Correlation between findings in vivo and mathematical models is not distinct. This is probably because movements of mandible and chewing forces are individual and they have not been studied thoroughly yet. Moreover, in models ordinary values were used, whereas in clinical practice it is necessary to use individual values.

Key words: dental implants – size, shape and inclincation of enosseal part – radiovisiography – dentures – stress distribution – finite element method

Čes. Stomat., roč. 105, 2005, č. 3, s. 66–72.

proLékaře.cz | 17.8.2025

ÚVOD

Nitrokostní část dentálních implantátů slouží k pevnému ukotvení náhrad zubů do čelistních kostí pacienta, a tím k přenášení žvýkací síly na kost. Napodobuje se tak přirozený způsob přenosu žvýkacího tlaku, ale nikoliv jeho mechanismus. U implantátů chybí periodoncium [15], které při přenášení žvýkací síly zuby působí jako rezilienční zóna. Vazivová vlákna závěsného aparátu působící sílu částečně absorbují a náplň kapilár ji rozkládá na větší plochu kostního lůžka [6]. Mimo to absence periodontálních vazů znemožňuje využít působící síly k adaptaci kostního lůžka tak, jak je tento mechanismus využíván v ortodoncii [13]. Kost se proto v těchto případech může přizpůsobit zatížení pouze přestavbou trámčiny. Je to dlouhodobý pozvolný proces charakteristický pro dlouhé kosti a nemusí vždy stačit k vyrovnání náhle vzniklých požadavků na odolávání tlaku po nasazení protetické práce. Další nevýhodou je, že implantáty jsou vkládány do soustavy, kde jednotlivé složky jsou dlouhodobě individuálně vyvážené – zejména kostra a svaly – a kde po ztrátě zubů dochází zároveň k atrofii alveolární kosti.

Dlouhodobá stabilita spojení implantátu s kostí je ovlivňována individuálními podmínkami pacienta, jako jsou okluze, velikost a pravděpodobně i směr žvýkací síly či počet a umístění implantátů [1, 4] nebo jejich tvar [12, 1] a sklon [14]. Žvýkací síla, která působí při prokusování sousta, má nejčastěji směr rovnoběžný s průběhem interalveolární osy. Při třecích pohybech (mediálním tření) se tento směr mění na převážně vestibulo-orální [6]. Působí tak páčení implantátů, a tím jejich přetížení. Podle míry zatížení kost buď zůstává v původní úrovni (jako před zatěžováním), či může docházet k přírůstku kosti nebo naopak k jejímu úbytku [17]. Přesahuje-li velikost působící síly adaptační možnosti kosti, dochází k úbytku kostní hmoty, který je dán nerovnováhou mezi resorpcí a opětovnou depozicí kosti při její fyziologické remodelaci [17]. Přetížení je obecně považováno za pravděpodobnou příčinu pokračující resorpce kosti [5, 2].

Současné matematické modely s nesymetrickým zatížením označují krček implantátu jako oblast s nejvyšším napětím, a tedy rizikovou z hlediska možného přetížení kosti [10, 7]. To odpovídá klinickým nálezům postupného snižování výšky okraje kostního lůžka u krčku implantátu, kdy v prvním roce po zatížení dojde k úbytku cca 0,5–1 mm okrajové kosti a poté se stav stabilizuje s průměrným úbytkem okolo 0,1 mm za rok [9]. V opačném případě resorpce okraje kosti pokračuje a implantát je odloučen během několika let. Proto se adaptace okraje kostního lůžka implantátu na působící zatížení většinou projevuje v RTG obrazu jako miskovitá resorpce kosti v okolí krčku [17].

Cílem studie bylo porovnat změny výšky okraje kostního lůžka zatěžovaných implantátů v závislosti na tvaru, délce a průměru nitrokostní části implantátu, jeho sklonu k vertikále a na nesené protetické práci, která představuje rozdílnou míru zatížení a možného páčení. Součástí studie bylo i porovnávání klinicky pozorovaných změn s matematickými modely zatížení dentálních implantátů zohledňujících jejich rozdílnou délku, průměr a sklon.

MATERIÁL A METODIKA

Pozorování in vivo

Hodnocený soubor tvořilo 45 pacientů ošetřených celkem 89 implantáty různých velikostí (tab. 1a, tab. 1b), tvarů (tab. 1c) a sklonu ke kolmici k okluzní rovině (tab. 1d) s různě dlouhou dobou od zatížení (3–50 měsíců). Doba sledování

Tab. 1a. Vliv délky na stabilitu kostního lůžka implantátu
Tab. 1a. The influence of implant length on the bone bed stability

Délka (mm)	Stabilní	Nestabilní	Celkem
8	10	1	11
10	14	7	21
12	20	11	31
13	2	0	2
14	9	7	16
16	3	0	3
18	3	2	5
Celkem	61	28	89

p = 0,56561

Tab. 1b. Vliv průměru na stabilitu kostního lůžka implantátu
Tab. 1b. The influence of implant diameter on the bone bed stability

Průměr (mm)	Stabilní	Nestabilní	Celkem
3,3	18	4	22
3,6	43	23	66
Celkem	61	27	88

p = 0,1421

Tab. 1c. Vliv tvaru na stabilitu kožního lůžka implantátu
Tab. 1c. The influence of implant shape on the bone bed stability

Tvar	Stabilní	Nestabilní	Celkem
stupňovitý	28	19	47
cylindrický	4	1	5
šroubový	11	3	14
zúžený – VNI	18	5	23
Celkem	61	28	89

p = 0,29359

proLékaře.cz | 17.8.2025

byla cca tři roky. Implantáty sloužily jako kotevní prvky pro Dolderův třmen nesený dvěma (D/2) nebo třemi implantáty (D/3), pro fixní mosty nebo pro samostatné korunky kotvené pouze na implantátech a jako distální nebo vmezeřený pilíř u fixních konstrukcí s kombinovaným typem kotvení (implantáty i vlastní zuby pacienta) (tab. 2a, tab. 2b, tab. 2c, tab. 2d).

U každého implantátu byl v průběhu tří let, vždy po půl roce (celkem 5krát) zhotoven RVG snímek (Trophy, Francie). Pro možnost porovnávání snímků bylo při jejich snímání použito držáku (Hawe Neos Dental, Švýcarsko), který upevňoval CCD senzor a RTG lampu ve stále stejném postavení (obr. 1). Při opakování měření byla stejná poloha držáku v ústech pacienta zajištěna vložením otisku kousacích plošek protetické práce proti nákusné plošce držáku. Tento registrační otisk byl zhotoven ze silikonové otiskovací hmoty při prvním snímkování a byl uchováván po celou dobu trvání studie (obr. 2).

Hustota kosti v těsné blízkosti implantátu a vzdálenost okraje kostního lůžka implantátu od apexu byla na RVG snímcích hodnocena za použití počítačového programu Trophy. Před každým

Tab. 1d. Vliv sklonu na stabilitu kostního lůžka implantátu
Tab. 1d. The influence of implant slope on the bone bed stability

Sklon (stupně)	Stabilní	Nestabilní	Celkem
do 15	53	24	77
nad 15	8	4	12
Celkem	61	28	89

p = 0,8806

Tab. 2a. Vliv plochy kotvení na stabilitu kostního lůžka implantátu
Tab. 2a. The influence of anchoring area of the prosthetic work on the implant bone bed stability

Typ třmenu	Stabilní	Nestabilní	Celkem
D/2	4	4	8
D/3	11	4	15
Celkem	15	8	23

p = 0,26313

Tab. 2b. Vliv lineárního postavení na stabilitu kostního lůžka implantátu
Tab. 2b. The influence of linear position on the implant bone bed stability

Typ práce	Stabilní	Nestabilní	Celkem
krátký most	19	12	31
ostatní	42	16	58
Celkem	61	28	89

p = 0,28162

Tab. 2c. Vliv způsobu přenosu zatížení na stabilitu kostního lůžka implantátu
Tab. 2c. The influence of mode of load transfer on the implant bone bed stability

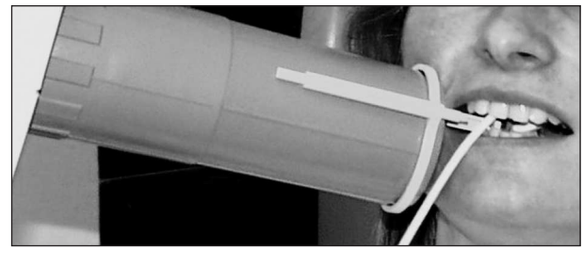
Způsob přenosu	Stabilní	Nestabilní	Celkem
pouze implantáty	24	14	38
kombinovaný	20	6	26
Celkem	44	20	64

p = 0,24328

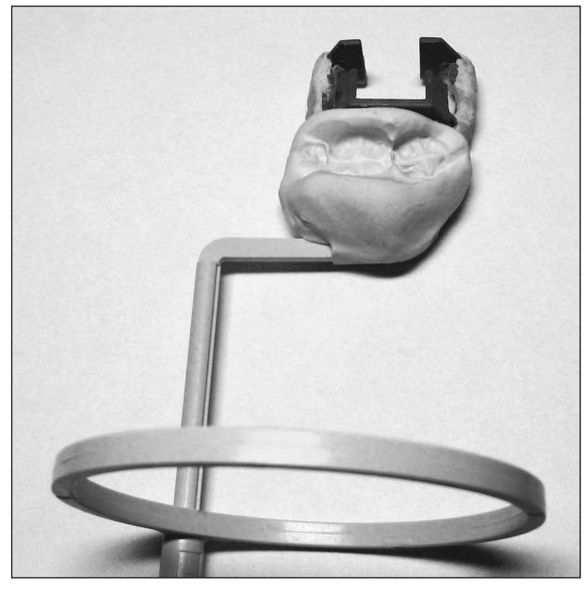
Tab. 2d. Vliv polohy implantátu ve fixním mostu
Tab. 2d. The influence of implant position in the fixed bridge on the implant bone bed stability

Poloha implantátu	Stabilní	Nestabilní	Celkem
vmezeřený pilíř	11	6	17
distální pilíř	9	0	9
Celkem	20	6	26

p = 0,04214



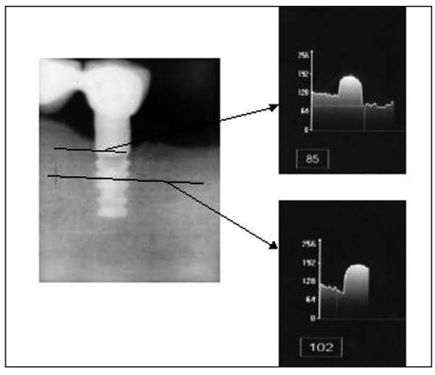
Obr. 1. Držák upevňující CCD senzor a RTG lampu ve stále stejném postavení.
Fig. 1. Holder fastening CCD senzor and X-ray device repeatedly in the same position.



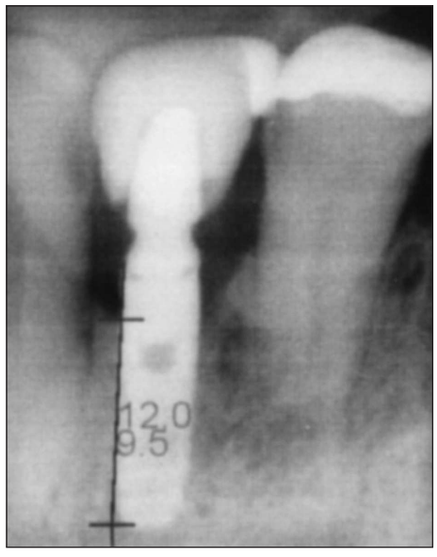
Obr. 2. Registrační otisk ze silikonové otiskovací hmoty zajišťující stejnou polohu držáku v ústech pacienta.
Fig. 2. Bite registration impression from the silicon impression material securing the same position of the holder in the mouth of the patient.

proLékaře.cz | 17.8.2025

měřením výšky okraje kostního lůžka byla provedena analýza hustoty kosti a určení místa připojení kosti na implantát (obr. 3). Pro zajištění maximální přesnosti a k eliminaci zkreslení při byť i minimálně hypo- nebo hypermetrickém snímku, byl každý snímek ještě mesiálně i distálně kalibrován podle reálné délky použitého implantátu. Poté byla příslušným nástrojem počítačového programu Trophy změřena výška



Obr. 3. Analýza hustoty kosti. Určení místa, kde je kost se stejnou hustotou jako je ve vzdálenějším okolí připojena na implantát. V případě více hladin hustoty kosti (max. 3), byla zaznamenána místa připojení všech hladin.
Fig. 3. Analysis of bone density: The determination of position with the same density of bone as that where it is connected to the implant in more distant surroundings. In case of more levels of bone density (max. 3), positions of connection at all levels were determined.



Obr. 4. Měření výšky okraje kostního lůžka implantátu. Vzdálenost hranice určené při analýze hustoty kosti od apexu implantátu.
Fig. 4. Measurement of the height of the bone bed crest of the implant: The distance of the border determined during the analysis of bone density from the implant apex.

okraje kostního lůžka implantátu mesiálně i distálně jako vzdálenost hranice stanovené při analýze hustoty kosti od apexu implantátu (obr. 4). Z hodnot naměřených za celou dobu trvání studie byl sestaven profil implantátu. Z něho byla hodnocena stabilita okraje kostního lůžka a určen eventuální trend – prognóza (vývoj situace směrem ke stabilitě nebo nestabilitě implantátu). Za stabilní byl považován implantát, jehož výška kostního lůžka se nesnížila o více než 0,5 mm za rok nebo jestliže profil implantátu ukazoval na jeho stabilitu, tedy jestliže byl vyšší úbytek kompenzován přírůstkem a výška okraje kostního lůžka se v rámci celého profilu pohybovala v přepočtu s úbytkem maximálně 0,5 mm kosti za rok. Pro statistická zpracování byly implantáty se stabilní výškou kosti a s přírůstkem kosti hodnoceny jako stabilní a implantáty s pokračující resorpcí a ty, u kterých došlo v průběhu studie k odhojení, jako nestabilní.

Poměr stabilních a nestabilních implantátů pro jednotlivé tvary, délky, průměry a sklon nitrokostní části implantátů a dále poměr stabilních a nestabilních implantátů vzhledem k nesené protetické práci byly statisticky zpracovány χ^2 testem a Fisherovým testem na hladině významnosti p=0,05. Stabilita výšky kostního lůžka implantátu pro jednotlivé varianty velikostí nebo sklonu byla porovnána s příslušnými matematickými modely.

Výpočtové modely

Obecně je napětí v prostoru reprezentováno tenzorem napětí, který má šest komponent. Redukované napětí von Mises (MPa) vyjadřuje tyto komponenty jedním číslem. Pro analýzy napětí v reálných tělesech se v praxi běžně používá metoda konečných prvků (MKP). Použitý procesor ABAQUS CAE (součást programu ABAQUS, verze 5.8, HKS Inc., USA) umožňuje parametrickou definici geometrie i sítě, kde parametr slouží k popisu měnících se vlastností modelu – délky, šířky a úhlu sklonu nitrokostní části implantátu.

Základní model znázorňoval 12 mm dlouhý cylindrický titanový implantát (E = 1,1e5 MPa, μ = 0,32) [16] o průměru 3,6 mm, zavedený do molárového úseku mandibuly (E = 1,37e4 MPa, μ = 0,3) [16] v úhlu 0°, s modifikacemi délky (8, 10, 14, 16, 17, 18 mm), šířky (2,9, 4,2, 5,0, 5,5 a 6,5 mm) a sklonu nitrokostní části implantátu (5°, 15°, 30°, 45°) od svislé osy procházející středem krčku v distálním nebo mesiálním směru bez sklonění vestibulárně nebo orálně. Model byl podrobně popsán v předchozích studiích [3, 4]. Prostorové nesymetrické zatížení implantátu simulovanou žvýkací silou představovalo působení sil 17,1 N ve směru vestibulo-orálním, 114,6 N kranio-kaudálním a 23,4 N disto-mesiálním [11].

proLékaře.cz | 17.8.2025

Hodnoty vypočteného redukovaného napětí von Mises (uváděny v MPa) ze tří nejnapjatějších elementů pro každý model byly zprůměrovány a zaokrouhleny na 2 desetinná místa.

VÝSLEDKY

Pozorování in vivo

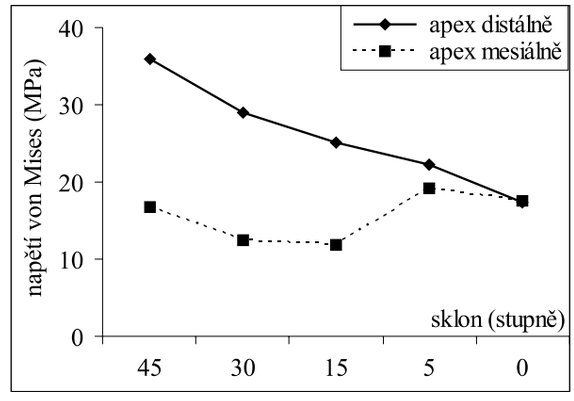
V průběhu studie byly zaznamenány tři typy reakce krčkového okraje kostního lůžka implantátu na zatížení, a to: výška okraje kosti zůstávala ve stejné výšce vzhledem k hranici naměřené při prvním snímkování, okraj kosti byl výše (apozice kosti) nebo níže (resorpce kosti) na krčku implantátu než při prvním snímkování. Z celkového počtu 89 implantátů zůstala kost v původní úrovni u 64 % (57) implantátů, u 4,4 % (4) byla zaznamenána apozice kosti v okolí krčku implantátu a u 15,8 % (14) pokračovala resorpce kostního okraje. Dalších 15,8 % (14 implantátů) se odhojilo v průběhu trvání studie.

Poměry počtu stabilních a nestabilních implantátů v závislosti na délce, tvaru, průměru a sklonu nitrokostní části implantátu jsou uvedeny v tabulkách (tab. 1a–1d). Vliv všech těchto faktorů na stabilitu okraje kostního lůžka zatížených implantátů se na hladině významnosti p=0,05 neukázal jako statisticky významný.

Vliv rozdílného zatěžování, představovaného nesenou protetickou prací, znázorňují tabulky 2a–2d. Poměr počtu stabilních a nestabilních implantátů nesoucích Dolderův třmen kotvený na dvou (D/2) nebo třech implantátech (D/3) (tab. 2a) ukazuje vliv plošného kotvení na stabilitu okraje kostního lůžka implantátu. Stabilita implantátů nesoucích krátké lineární mosty (do 3 členů) a všech ostatních implantátů, je porovnána v tabulce 2b. Lineární postavení implantátů sledovaných v této studii také nemá signifikantní vliv na stabilitu kostního lůžka. Bez statistické významnosti je také vliv způsobu přenosu zatížení na kost. Poměr počtu stabilních a nestabilních implantátů užitých ke kotvení fixních konstrukcí nesených pouze implantáty nebo v kombinaci s vlastními zuby pacienta ukazuje tabulka 2c. Vliv polohy implantátu ve fixním mostu – implantát vmezeřený mezi vlastní zuby pacienta nebo použitý jako distální pilíř mostu (tab. 2d) – se ukázal jako jediný signifikantní faktor (p=0,04214) ovlivňující stabilitu okraje kostního lůžka implantátu.

Analýza modelů

Výpočty ukázaly, že oblast s nejvyšším napětím je situována u všech variant velikostí a sklonů implantátů v partii jejich krčku. Maximální hodnoty redukovaného napětí von Mises, vypočítané pro jednotlivé délky nitrokostní části implantátu, ukazují, že délka fixtury významně neovlivňuje maxima napětí v kosti (tab. 3). Naopak s rostoucím průměrem implantátu docházelo k poklesu maximálních hodnot redukovaného napětí von Mises. Největší pokles (o 31,5 %) byl mezi hodnotou pro průměr 3,6 a 4,2 mm (tab. 4). Vliv sklonu nitrokostní části implantátu se projevil zejména u modelů s apexem směřujícím distálně, kdy se snižováním úhlu sklonu docházelo vždy ke snížení hodnot napětí von Mises. Pro modely s apexy směřujícími mesiálně byly nejnižší hodnoty napětí von Mises vypočteny pro úhly sklonu 15° a 30° (graf 1).



Graf 1. Závislost maximálního redukovaného napětí von Mises (MPa) působícího v oblasti krčku implantátu na úhlu sklonu těla implantátu.
Graph 1. The dependence of maximum reduced von Mises stress (MPa) acting in the implant neck area on the angle of implant inclination.

Tab. 3. Vliv délky implantátu na maximální napětí von Mises (MPa) v oblasti krčku
Tab. 3. The influence of implant length on maximal von Mises stžress (MPa) in the area of neck

délka implantátu (mm)	8	10	12	14	16	17	18
napětí von Mises (MPa)	105,11	108,03	102,19	74,81	87,78	72,26	75,18

Tab. 4. Vliv průměru implantátu na maximální napětí von Mises (MPa) v oblasti jeho krčku
Tab. 4. The influence of implant diameter on maximal von Mises stress (MPa) in the area of neck

průměr implantátu (mm)	2,9	3,6	4,2	5	5,5	6,	6,5
napětí von Mises (MPa)	**131,39**	**97,81**	**62,04**	45,62	38,69	35,47	31,39

proLékaře.cz | 17.8.2025

DISKUSE

Ověřování teoretických poznatků v klinické praxi bývá velmi dlouhé a složité. Proto jsou vytvářeny modely in vitro. Aby byly co nejpřesnější, reprodukovatelné, a tedy použitelné pro praxi, je třeba pečlivě třídit a hodnotit vstupní data a vytvořené modely opakovaně porovnávat s klinickou praxí.

Vytvořené 3D matematické modely odpovídají skutečnostem zjištěným v in vivo části studie pouze u některých sledovaných kritérií. Příčiny tohoto faktu mohou být jak na straně matematického modelu, tak v pozorování in vivo. Modely nezohledňují možnost individuální adaptability na přetížení, počítají s průměrnou velikostí a směrem žvýkací síly a také hustota výpočtové sítě modelu nemusí být, vzhledem k hodnocenému parametru, dostatečná [3, 4]. Přispívajícím faktorem tohoto problému by mohla být i pixelizace digitálních obrazů, i když používané zvětšení nebylo takové, aby byla viditelná. Ze strany pozorování in vivo se jeví odečítání hodnot při velkém rozlišení na digitálně snímaných obrazech (navíc s ohledem na pokles hustoty kosti) pravděpodobnou příčinou jejich většího rozptylu. Proto také bylo upraveno kritérium stability implantátu. V RTG obraze hodnotí někteří autoři [9] jako stabilní ty implantáty, u kterých dochází k úbytku výšky kostního lůžka 0,1 mm za rok. V této studii byla hranice rozšířena a za stabilní byl považován ten implantát, jehož výška okraje kostního lůžka se nesnížila o více než 0,5 mm za rok a nebo jestliže profil implantátu ukazoval na jeho stabilitu. Dalším faktorem mohla být i velikost souboru pacientů pro jednotlivé parametry.

Tři typy reakce krčkového okraje kostního lůžka zaznamenané při hodnocení in vivo ukazují na správnost tvrzení, že rozdílná míra zatížení kosti vede k rozdílným poměrům mezi množstvím resorbované a opětovně dostavěné kosti [17].

V otázce vlivu délky implantátu na stabilitu výšky okraje kostního lůžka se výpočet na modelu [3] a pozorování in vivo shodují. V obou případech byl tento vliv hodnocen jako statisticky nevýznamný, což by napovídalo tomu, že krátké implantáty (8–12 mm) mají velmi podobnou stabilitu jako delší. To otevírá otázku volby vhodné délky implantátu v individuálních případech, protože by přestala platit teorie o tom, že z důvodů eliminace možného páčení jsou nejvhodnější dlouhé implantáty.

Vliv průměru implantátu, který se ve výpočtu ukazoval jako slibný (pokles napětí až o 31,5 % [3], se v klinickém pozorování nepotvrdil, neboť anatomické poměry většiny sledovaných pacientů nedovolovaly použití širších implantátů (průměr hodnocených implantátů se lišil pouze o 0,3 mm). Oba sledované průměry leží v oblasti malého poklesu napětí vypočítaného při použití matematického modelu, a tedy naměřené nevýznamné rozdíly odpovídají příslušné části výpočtu. Nicméně pro potvrzení nebo vyvrácení teorie bude nutné sledování tohoto parametru rozšířit na větší počet pacientů sanovaných implantáty s větším průměrem (4,2 mm a výše).

Rieger [12], který podobně jako Akpinar [1] hodnotil za použití MKP vliv tvaru implantátu na stabilitu výšky jeho kostního lůžka, poukazoval na pozitivní vliv některých tvarů. Oba však doporučovali potvrzení výpočtů klinickou studií. Námi provedená pozorování in vivo jejich závěry nepotvrdila.

Shoda výsledků výpočtového modelu a pozorování in vivo při hodnocení vlivu úhlu sklonu nitrokostní části implantátu na stabilitu výšky okraje kostního lůžka implantátu není úplně jednoznačná. Výpočet říká, že pro implantáty s apexem, orientovaným distálně, má sklon nitrokostní části implantátu vliv na stabilitu krčkového okraje kostního lůžka a doporučuje co nejnižší úhel [4]. Pro implantáty a apexem orientovaným mesiálně doporučuje výpočet úhly sklonu nitrokostní části 15° a 30° [4]. Proti tomu výsledky provedeného klinického pozorování, které se shodují s údaji uvedenými v literatuře [14], neprokázaly signifikantní rozdíl ani ve velikosti úhlu sklonu ani v orientaci apexu implantátu. Z našich výsledků tedy vyplývá, že riziko přetížení implantátu žvýkacími silami působícími při mediálním tření mimo dlouhou osu implantátu není tak výrazné, jak by se podle vypočtené nejvyšší hodnoty napětí v oblasti krčku předpokládalo.

Vliv polohy implantátu ve fixním mostu se ukázal jako signifikantní faktor ovlivňující stabilitu výšky okraje kostního lůžka implantátu. Implantáty použité jako vmezeřené pilíře byly častěji nestabilní v porovnání s ostatními implantáty použitými při kombinovaném způsobu kotvení fixních protetických prací. Pravděpodobnou příčinou této situace je přetížení kosti v oblasti krčku přesahující míru adaptability kosti [5, 17], které je způsobeno chyběním periodoncia. Implantáty použité jako vmezeřené pilíře se na rozdíl od vlastních zubů nemohou při zatížení zanořit do periodoncia a zůstávají v „relativní supraokluzi“ se všemi známými následky [6]. Současně chybí i propriocepce, tedy reflexní povolení stisku při přetížení. V této situaci daná oblast nesignalizuje problém a je dále přetěžovaná. Tím dochází k většímu poškození tkáně než v případě přirozeného chrupu. Pravděpodobně proto bývá resorpce kostního lůžka implantátů použitých jako vmezeřených pilířů zjištěna u pacienta náhodně, bez subjektivních příznaků a v pokročilém stadiu.

proLékaře.cz | 17.8.2025

ZÁVĚR

Retrospektivní, srovnávací studie, porovnávající stabilitu okraje kostního lůžka zatížených implantátů hodnocenou in vivo a na matematických 3D modelech odpovídajících situaci, ukázala na neúplnost vstupních dat matematických modelů. Aby byly tyto 3D modely použitelné v praxi, potřebují přesnější údaje zejména o zatěžování implantátů. Tento závěr vyplývá ze zjištění, že signifikantně častější nestabilita výšky kostního lůžka byla pozorována pouze u implantátů použitých jako vmezeřené pilíře. Pravděpodobnou příčinou nestability těchto implantátů je tedy jejich přetížení. Z našich výsledků týkajících se hodnocení vlivu sklonu nitrokostní části implantátu na jeho stabilitu vyplynulo, že při implantaci není nutné striktně dodržovat polohu kořene přirozeného pilíře, ale spíše sledovat jeho orientaci s ohledem na působení sil při funkci.

Použití implantátu je zásahem do dlouhodobě vyvážené soustavy. Navíc vliv rozdílného mechanismu přenosu žvýkací síly implantátem působí jeho nižší adaptabilitu na zatížení. Klinická pozorování provedená v rámci této studie ukazují na individuální reakci na zatížení implantátů. Proto je pro zajištění dlouhodobé stability spojení implantátu s kostí třeba co nejlépe vyhovět individuálním podmínkám každého pacienta.

Studie vznikla za podpory výzkumného záměru VÚS – VFN, reg. č. 0002377901 a projektu č. 210000012 Ministerstva školství ČR.

LITERATURA

1. **Akpinar, I., Demirel, F., Parnas, L., Sahin, S.:** A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. Quintessence Int., 27, 1996, s. 11–17.
2. **Buser, D., Dahlin, Ch., Schenk, R. K.:** "Carter hypotesis" in Guided Bone Regeneration in Implant Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc., 1994.
3. **Himmlová, L., Konvičková, S., Kácovský, A., Dostálová, T.:** Vliv průměru a délky implantátu na napětí v okolní kosti způsobené žvýkacími silami. Prakt. zub. Lék., 48, 2000, 6, s. 155–163.
4. **Himmlová, L., Konvičková, S., Kácovský, A., Goldmann, T.:** Rozložení žvýkací síly v okolí skloněných dentálních implantátů v závislosti na sklonu, typu povrchu a úrovni alveolární kosti u krčku. Čes. Stomat., 102, 2002, 6, s. 233–245.
5. **Isidor, F.:** Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin. Oral. Impl. Res., 7, 1996, s. 143–152.
6. **Klepáček, I., Mazánek, J. a kol.:** Klinická anatomie ve stomatologii. Grada Publishing, Avicenum, Praha, 2001.
7. **Lai, H., Zhang, F., Zhang, B., Yang, C., Xue, M.:** Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implants. Chin. J. Dent. Res., 1, 1998, 3, s. 7–11.
8. **Lanyon, L. E.:** Using functional loading to influence bone mass and architecture: objectives, mechanisms, and relationship with estrogen of the mechanically adaptive process in bone. Bone, 18, 1996, (Suppl. 1), s. 37S–43S.
9. **Malevez, C. H., Hermans, M., Daelemans, P. H.:** Marginal bone levels at Branemark system implants used for single tooth restoration. The influence of implant design and anatomical region. Clin. Oral. Impl. Res., 7, 1996, s. 162–169.
10. **Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Steen, W. H. A., Bosman, F.:** Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. J. Oral. Rehab., 23, 1996, s. 757–763.
11. **Mericske-Stern, R., Piotti, M., Sirtes, G.:** 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. Clin. Oral. Impl. Res., 7, 1996, s. 387–396.
12. **Rieger, M. R., Mayberry, M., Brose, M. O.:** Finite element analysis of six endosseous implants. The Journal of Prosthetic Dentistry, 63, 1990, s. 671–676.
13. **Sayin, S., Bengi, A. O., Gurton, A. U., Ortakoglu, K.:** Rapid canine distalization using distraction of the periodontal ligament: a preliminary clinical validation of the original technique. Angle Orthod., 74, 2004, 3, s. 304–315.
14. **Sethi, A., Kaus, T., Sochor, P.:** The use of angulated abutments in implant dentistry: Five year clinical results of an ongoing prospective study. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants, 15, 2000, s. 801–810.
15. **Schultes, G., Gaggl, A.:** Histologic evaluation of immediate versus delayed placement of implants after tooth extraction. Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod., 92, 2001, 1, s. 17–22.
16. **Valenta, J. a kol.:** Biomechanika, Prague: Academia; 1985.
17. **Wiskott, H. W. A., Besler, U. C.:** Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin. Oral. Impl. Res., 10, 1999, s. 429–444.

MUDr. Lucie Himmlová, CSc.

Výzkumný ústav stomatologický
1. LF UK a VFN
Vinohradská 48
120 21 Praha 2