proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113,
2013, 4
s. 88–94

Makrodesign implantátu – typy a tvary používaných závitů a jejich hodnocení metodou konečných prvků

(Původní práce – experimentální studie)

Makrodesign of Implant – Types and Shapes of Threads Used and their Evaluation Using Finite Element Analysis

(Original Article – Experimental Study)

Dzan L.[1], Henyš P.[2], Čapek L.[2], Šimůnek A.[3]

[1]Krajská nemocnice Liberec a.s., Oddělení ústní, čelistní a obličejové chirurgie
[2]Technická univerzita Liberec, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti
[3]Stomatologická klinika LF UK a FN, Hradec Králové

Věnováno prof. MUDr. Jiřímu Mazánkovi, DrSc., k životnímu jubileu

SOUHRN

Úvod a cíl práce: Mechanický přenos zatížení na kost ovlivňuje kromě materiálových vlastností implantátu (mikrodesign), zejména typ použitého závitu a jeho parametry (makrodesign). Rozeznáváme čtyři základní tvary závitů: a) metrický, b) plochý, c) pilovitý, d) obrácený pilovitý a dva modifikované tvary podle ISO TC 150 normy: e) ISO Shallow HA kortikální a f) ISO Deep HB spongiózní.
Mechanický přenos charakterizuje míru přenosu mechanického napětí ze závitu do kosti a je menší než jedna. V ideálním případě je roven jedné, ale vlivem odlišné pevnosti a pružnosti kosti a materiálu závitu je obtížné této hodnoty dosáhnout.
Byly stanoveny dva cíle studie. Prvním bylo zjistit rozložení napjatosti (tj. tlakového, tahového a smykového napětí) nejčastěji používaných typů závitů zubních implantátů na rozhraní implantát – kost. Druhým cílem byl popis mechanické kompatibility (čili mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost) u stejných typů závitů.
Metody: Pro modelování vlivu tvaru závitu implantátu na rozložení napětí v místě rozhraní implantát – kost jsme použili metodu konečných prvků v programu MSC Marc (MSC Software s.r.o., ČR) a metodiku podle Gefena, při které jsme analýze podrobili celou délku kontaktu implantátu s kostí.
Proces vytváření modelu se skládá ze tří kroků.
1. Definování okrajových podmínek. Velikost zatěžující síly byla F = 100 N, směr síly byl totožný s dlouhou osou implantátu a působiště síly bylo v jeho krčkové části.
2. Charakterizování materiálového modelu. K popisu materiálových vlastností kosti jsme použili izotropní model, který definují dvě konstanty: Youngův modul pružnosti (E) a Poissonovo číslo (μ).
3. Definování typu úlohy. Model byl simulován jako prostorová osově symetrická úloha.

Výsledky: Z hlediska tahového napětí se ukazuje jako nejlepší závit ISO Shallow HA, v případě tlakového a smykového napětí se jeví nejvhodnějším plochý závit. Výsledky spočítané metodou konečných prvků u všech typů simulovaných závitů potvrzují, že v závitovém spojení je největší podíl napětí soustředěn v prvních cervikálních závitech.

084_CS_0413.indd 88 7/2/13 10:57:28 AM

proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113,
2013, 4
s. 88–94

Diskuse a závěr: Z provedených simulací plyne, že profil závitu hraje významnou roli v ovlivnění velikosti a rozložení napětí v okolní kosti a mechanické kompatibility. Naše matematická studie neprokazuje, že existuje jeden ideální závit pro dentální implantát.

Klíčová slova: ***dentální implantát – design – závit – napětí – mechanická kompatibilita – analýza konečných prvků***

SUMMARY

Introduction, Aim: Mechanical transfer of load onto the bone affects, besides implant material properties (microdesign), especially the type of thread used and its parameters (macrodesign). There are four basic types of thread: a) metric, b) flat, c) saw-tooth, d) inverted saw-tooth and two modified shapes as specified in standard ISO TC 150: e) ISO Shallow HA cortical, and f) ISO Deep HB cancellous. Mechanical transfer is a characteristic of the rate of mechanical stress transfer from thread to bone, which is less than one. The value of one constitutes an ideal situation but due to different strengths and elasticities in the bone and in the thread material, respectively, this value is difficult to achieve.
Two objectives were set for the study. The one was to establish stress (tensile, compressive, and shear) distribution with the most used types of dental implant threads at the implant bone contact. The other objective was to characterize mechanical compatibility (or mechanical transfer of load from implant onto adjacent bone) with the same types of thread.
Methods: The Finite Element Method using MSC Marc (MSC Software s.r.o.) program and methodology by Amit Gefen were utilized while the entire implant bone contact length was analysed.
The model generation process consists of three stages.
1. Definition of boundary conditions. The load force was F = 100N, direction of force was identical with the implant longitudinal axis while the origin of force was at its cervical area.
2. Establishing material model characteristics. Isotropic model, specified with two constants, was used to establish characteristics of material properties: Young's modulus of elasticity (E) and Poisson's ratio (μ)
3. Task specifications. The model was simulated as a 3D axisymmetric task.

Results: The ISO Shallow HA thread comes out as the best one from the tensile stress's point of view whereas the flat thread appears to be the most convenient when considering compressive or shear stress. The results computed using the Finite Element Method with all types of threads simulated confirm that the largest part of stress in threaded connection is found in the foremost cervical turns of thread.
Discussion and Conclusion: The simulations carried out implicate that the thread cross section shape plays an important role in affecting stress amplitude and distribution adjacent to the bone as well as mechanical compatibility. Our mathematical study does not prove that there is one single ideal type of thread for dental implants.

Key words: ***dental implant – design – thread – stress – mechanical compatibility – Finite Element Analysis***

Čes. Stomat., roč. 113, 2013, č. 4, s. 88–94

ÚVOD

Dentální implantáty jsou součástí moderní stomatologie a výrobci se snaží v jejich designu reflektovat nejnovější vědecké poznatky. Z makrodesignového hlediska jde především o zvýšení mechanické kompatibility (čili zajištění nejvhodnějšího mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost), a tím odstranění nežádoucího „stress shielding" efektu. Poprvé byl tento efekt pozorován u kyčelních náhrad a jde o reakci okolní kosti na mechanické stimuly. Je zřejmé, že zvýšené zatížení rozhraní implantát – kost („stress shielding") má za následek častější uvolnění implantátu, jeho kratší životnost a horší dlouhodobý výsledek. Protože tuhost implantátu je řádově vyšší než tuhost okolní tkáně, ovlivňuje tento rozdíl negativně mechanickou kompatibilitu.

K popisu napjatosti se používají tři druhy mechanického napětí na rozhraní implantát – kost. Je to napětí tahové, tlakové a smykové. Jak velké napětí ale v kosti nakonec vznikne, závisí na tom, kolik zatížení se přenese z implantátu do okolních tkání. Již v roce 1892 Wolff [15] popisuje změny, které jsou vyvolány ve struktuře kostí vnějšími silami: ***„Každá změna ve funkci a formě kosti vede k nevratným změnám***

084_CS_0413.indd 89 7/2/13 10:57:28 AM

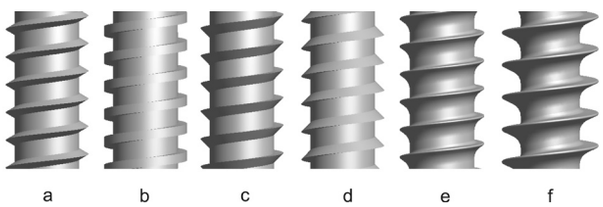
proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113, 2013, 4
s. 88–94

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.

Kromě materiálových vlastností implantátu je mechanický přenos zatížení ovlivněn také typem a parametry použitého závitu. Rozeznáváme čtyři základní tvary závitů: a) **metrický**, b) **plochý**, c) **pilovitý**, d) **obrácený pilovitý** a dva modifikované tvary podle ISO TC 150 normy [17]: e) **ISO Shallow HA kortikální** a f) **ISO Deep HB spongiózní** (obr. 1).

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



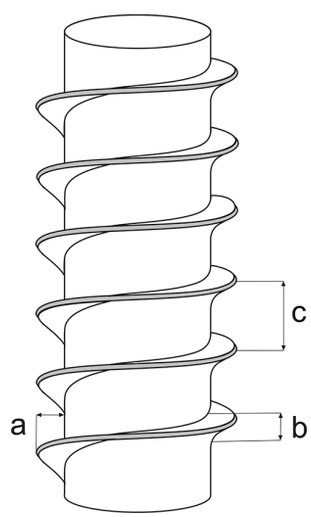
Obr. 1 Základní tvary závitů;
a) metrický, b) plochý, c) pilovitý, d) obrácený pilovitý, e) ISO Shallow HA kortikální
a f) ISO Deep HB spongiózní

Mezi základní charakteristiky závitu řadíme: a) hloubku závitu, b) šířku závitu, c) rozteč závitu (obr. 2) a stoupání závitu.

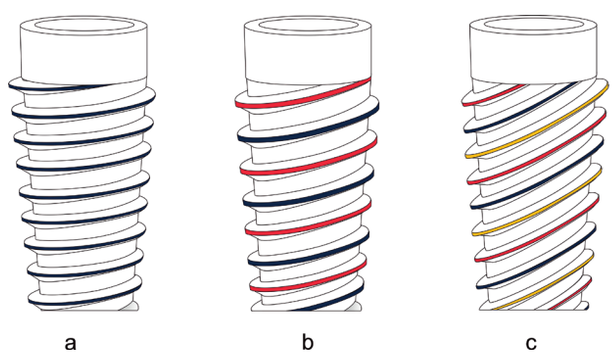
a) Hloubka je dána rozdílem vnitřního a vnějšího průměru závitu a s její velikostí roste kontaktní plocha pro přenášení mechanického zatížení do kosti.
b) Šířka závitu je definována jako vzdálenost měřená na protilehlých stranách závitu v osovém řezu. V případech nekonstantní šířky závitu se její rozměr měří na středním průměru závitu nebo na jiném, vhodně definovaném průměru.
c) 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 závitová vlákna tak, že otočení o 360 stupňů není rovno rozteči závitu, ale jejímu násobku. Podle toho se implantáty dělí na jednoduché, dvojzávitové a trojzávitové (obr. 3). Tento údaj nekvalifikuje implantát z hlediska počtu závitů, ale z hlediska úhlu stoupání.

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 [1, 3–14, 16]. Obecně se doporučuje přizpůsobit hloubku závitu implantátu



Obr. 2 Základní charakteristiky závitu; a) hloubku závitu, b) šířku závitu c) rozteč závitu



Obr. 3 Jednoduchý, dvojitý a trojitý závit;
a) jednoduchý závit b) dvojitý závit c) trojitý závit

084_CS_0413.indd 90 7/2/13 10:57:30 AM

proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113,
2013, 4
s. 88–94

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 závitem. Využitím vhodného typu závitu při návrhu dentálního implantátu lze zvýšit stabilitu implantátu a zvětšit kontaktní plochu mezi kostí a implantátem. Hansson a Werke [3] 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. [9] 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 0,8 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 závitu. S rostoucí kontaktní plochou klesá napětí na rozhraní implantátu a kosti.

Ao a kol. [1] provedli senzitivní analýzu při zatížení v dlouhé ose implantátu. Cílem bylo nalézt nejvhodnější hloubku (analyzovali její rozměry od 0,20 mm do 0,60 mm) a šířku závitu (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 závitu implantátu podle typu kosti rozdílná. Pro kortikální kost je $\leqslant$ 0,23 mm nebo $\geqslant$ 0,42 mm. Pro spongiózní kost platí, že ideální hloubka závitu je $\geqslant$ 0,40 mm. Optimální hodnota šířky závitu pro kortikální kost je $\leqslant$ 0,23 mm nebo $\geqslant$ 0,34 mm. Pro spongiózní kost platí, že ideální hodnota šířky závitu je $\leqslant$ 0,23 mm nebo $\geqslant$ 0,37 mm. Jako jednoznačný výsledek prezentují to, že hloubka závitu ovlivňuje mechanickou kompatibilitu více než jeho šířka.

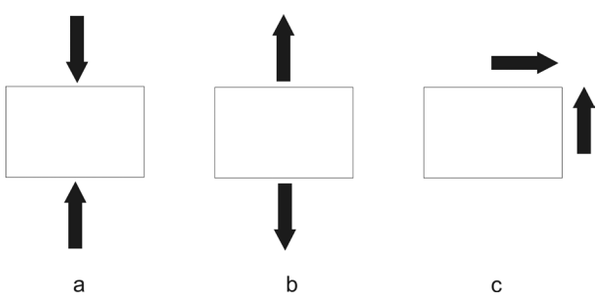
Kong a kol. [7] provedli analýzu vlivu rozteče závitu na koncentraci napětí. Zjistili, že na změnu rozteče více reaguje spongiózní kost než kost kompaktní. Ideální poměr mezi primární stabilitou a úrovní napětí v kosti je podle autorů při hodnotách rozteče 0,75 až 0,8 mm. Její vliv se ukázal zejména 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 bukolingválního zatížení. Ma a kol. [11] porovnávali různé úhly stoupání závitů při jejich shodné rozteči 0,8 mm. Z hlediska primární stability se ukázalo, že nejvhodnější je implantát s jednoduchým závitem. Jako nejhorší se pak jevilo trojzávitové řešení. Merdji a kol. [13] ve shodě se všemi autory poukazují, že rovněž směr zatížení má významný vliv na rozložení napjatosti v implantátu a kosti.

Výsledky dostupných studií tedy potvrzují, že rozložení napětí v kosti lze do značné míry ovlivnit materiálovými vlastnostmi a parametry závitu, ale zatím se nepodařilo najít ideální metodiku pro určení míry mechanické kompatibility. Z hlediska dentální implantologie je nejbližší studie Gefena [2], který zjišťoval poměr mezi mechanickým napětím vznikajícím v kosti a v ortopedickém šroubu. Pro měření si vybral korespondující body na rozhraní implantát – kost a zjištěné hodnoty napětí dal do vzájemného poměru, který nazval mechanický přenos. Tato veličina tedy charakterizuje míru přenosu mechanického napětí ze závitu do kosti a je menší než jedna. V ideálním případě je rovna jedné, ale vlivem odlišné pevnosti a pružnosti kosti a materiálu závitu je obtížné této hodnoty dosáhnout.

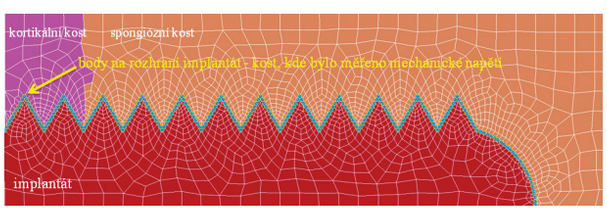
Byly stanoveny dva cíle studie. Prvním bylo zjistit rozložení napjatosti (tj. tlakového, tahového a smykového napětí) nejčastěji používaných typů závitů zubních implantátů na rozhraní implantát – kost. Druhým cílem byl popis mechanické kompatibility (čili mechanického přenosu zatížení z implantátu na okolní kost) u stejných typů závitů.

METODY

K popisu interakce na rozhraní implantát – kost byla vybrána veličina mechanické napětí a k analýze této interakce bylo zvoleno napětí smykové a nor-



Obr. 4 Tlakové, tahové a smykové napětí na rozhraní implantát – kost; a) tlakové napětí b) tahové napětí c) smykové napětí



Obr. 5 Analýza celé délky kontaktu implantátu s kostí. Body na rozhraní implantát – kost

084_CS_0413.indd 91 7/2/13 10:57:32 AM

proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113,
2013, 4
s. 88–94

málové. 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. 4).

Ke zjištění mechanického přenosu z implantátu na okolní kost (míry mechanické kompatibility) jsme modifikovali metodiku použitou Gefenem [2]. Analýze jsme podrobili celou délku kontaktu implantátu s kostí (obr. 5). 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 stanoven podle vzorce:

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

kde α značí mechanický přenos, σ kost je normálové napětí v kosti a σ implantát je normálové napětí v implantátu.

Pro modelování vlivu tvaru závitu implantátu na rozložení napětí v místě rozhraní implantát – kost jsme použili metodu konečných prvků v programu MSC Marc (MSC Software s.r.o., ČR).

Proces vytváření modelu se skládá ze tří kroků.

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

2. Charakterizování materiálového modelu. Protože kost má v každém zvoleném směru jiné materiálové vlastnosti, které jsou současnými metodami obtížně měřitelné, použili jsme k jejímu popisu izotropní model kosti, který definují dvě konstanty (tab. 1):

– Youngův modul pružnosti (E),
– Poissonovo číslo (μ).

3. Definování typu úlohy. Model byl simulován jako prostorová osově symetrická úloha.

Tab. 1 Izotropní model kosti

	kortikální kost	spongiózní kost	implantát (slitina TI)
E[MPa]	11700	300	110000
μ[-]	0,3	0,3	0,3

VÝSLEDKY

Ideální závit je takový, který souběžně způsobuje v kosti na rozhraní implantát – kost nejmenší tahové, tlakové a smykové napětí. V tabulce 2 jsou srovnány typy závitů podle naměřených hodnot jednotlivých napětí. Z hlediska tahového napětí se ukazuje jako nejlepší závit ISO Shallow HA, v případě tlakového a smykového napětí se jeví nejvhodnějším plochý závit.

Na grafu 1 je znázorněn průběh změřeného normálového napětí kosti na jejím rozhraní s implantátem a každému typu závitu je přiřazena barevně korespondující křivka. Je obecně známo, že v závitovém spojení je největší podíl napětí soustředěn v prvních závitech, což potvrzují námi získané průběhy napětí spočítané metodou konečných prvků u všech typů simulovaných závitů.

Vliv tvaru závitu na přenos napětí na rozhraní implantát – kost byl dále zkoumán pomocí upravené

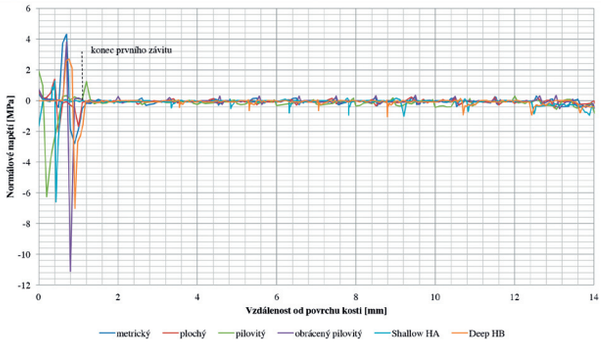
Tab. 2 Napětí na rozhraní implantát – kost

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

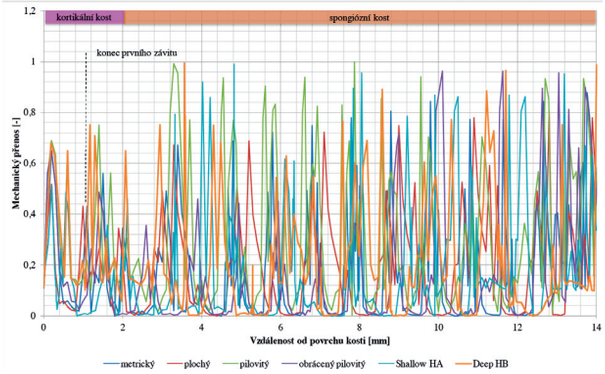
084_CS_0413.indd 92 7/2/13 10:57:32 AM

proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113,
2013, 4
s. 88–94



Graf 1 Normálové napětí na rozhraní implantát – kost



Graf 2 Mechanický přenos na rozhraní implantát – kost

metody původně navržené Gefenem [2]. Na grafu 2 jsou znázorněny průběhy mechanických přenosů jednotlivých tvarů závitů. V ideálním případě je přenos roven jedné, ale žádný závit této hodnoty nedosahuje. Z grafu je dále vidět, že v oblasti prvních závitů se vzdaluje hodnota mechanického přenosu od ideální hodnoty nejvíce. Z toho vyvozujeme, že nejhorší mechanická kompatibilita je právě v oblasti prvních závitů, kde jsou největší napěťové špičky.

DISKUSE A ZÁVĚR

Námi zkoumané profily byly seřazeny podle velikosti maximálního napětí, které přenášely do kosti při zatížení v dlouhé ose (tab. 2). Domnívali jsme se, že se nám podaří nalézt jeden ideální typ závitu. Během zatížení v dlouhé ose implantátu převažuje tahové a tlakové napětí nad napětím smykovým, které může být až o řád menší. Při porovnání z hlediska tahového se jeví jako nejlepší pilovitý kortikální profil ISO Shallow HA a jako nejméně vhodný vychází metrický závit. Z hlediska tlakového napětí je nejvhodnější profil plochý, naopak jako nejméně vhodný vychází obrácený pilovitý. Hodnoty smykového napětí na rozhraní implantát – kost u všech typů závitů byly v úzkém rozpětí od 0,76 MPa do 1,2 Mpa, a tudíž z hlediska posouzení nejvhodnějšího typu závitu nepoužitelné.

Z pohledu mechaniky závitového spojení je známo, že největší mechanická napětí vznikají v oblasti prvních cervikálních závitů. Tento fakt je v osteologii podpořen také tím, že kortikální kost má Youngův modul pružnosti E = 13 700 MPa a může být až o řád vyšší než u spongiózní kosti, jejíž Youngův modul pružnosti v průměru činí asi 300 MPa. Z toho vyplývá, že při stejném zatížení dochází k většímu napětí na rozhraní implantát – kost v kortikální části než v části spongiózní, kde je jeho průběh bez výraznějších napěťových špiček (graf 1).

Z našich výsledků je zřejmé, že pro případ zatížení implantátu v dlouhé ose není možno stanovit jednoznačně nejvhodnější profil závitu. Z naměřených hodnot jako relativně nejvhodnější vychází implantát s plochým profilem závitu, ale jeho výroba je výrazně nákladnější než u ostatních typů závitů. Tuto nevýhodu nevyváží získaná redukce napětí, která není extrémně výraznější ve srovnání s ostatními typy.

Dalším kritériem hodnocení závitů implantátů byla modifikovaná metoda navržená Gefenem [2]. Její pomocí jsme získali představu o vývoji mechanické kompatibility na rozhraní implantát – kost. Ideálním výsledkem je mít vysokou mechanickou kompatibilitu a současně dostatečně velké mechanické napětí v kosti. V kritické části rozhraní implantát – kost (první dva až tři závity) je mechanická kompatibilita nízká, ale mechanické napětí vysoké. Je zřejmé, že vysoké napěťové špičky negativně ovlivňují mechanickou kompatibilitu.

Ideálním stavem je tedy existence takového poměru mechanického napětí a kompatibility na rozhraní implantát – kost, který zajistí dostatečnou primární stabilitu. Ta charakterizuje, jak pevně je implantát zaveden do kostního lože. Pokud je implantát nestabilní, nepůsobí na rozhraní implantát – kost téměř žádná síla, která by pohybu bránila. To znamená, že na rozhraní není přítomno mechanické napětí, které je podmínkou pro existenci primární stability.

Z provedených simulací plyne, že profil závitu hraje významnou roli v ovlivnění velikosti a rozložení napětí v okolní kosti a mechanické kompatibility, ale matematická studie neprokazuje, že existuje jeden ideální závit pro dentální implantát. Bylo by nutné provést řadu podobných studií in vivo, ale takové experimenty jsou finančně a technicky velice náročné a závěry by se nejspíše významně nelišily od výsledků získaných pomocí matematických modelů.

084_CS_0413.indd 93 7/2/13 10:57:34 AM

proLékaře.cz | 10.11.2026

ČESKÁ STOMATOLOGIE
ročník 113, 2013, 4
s. 88–94

Domníváme se, že posuzování kvality mechanického přenosu může být cenným pomocníkem při návrhu nebo optimalizaci celkového profilu implantátu.

LITERATURA

1. **Ao, J., Li, T., Liu, Y. a kol.:** Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. Comput. Biol. Med., roč. 40, 2010, č. 8, s. 681–686.
2. **Gefen, A.:** Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. Med. Eng. Phys., roč. 24, 2002, č. 5, s. 337–347.
3. **Hansson, A. S., Werke, B. 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., roč. 36, 2003, č. 9, s. 1247–1258.
4. **Hass, R., Mensdorff Pouilly, N., Mailath, G., Watzek, G.:** Bränemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. J. Prosthet. Dent., roč. 73, 1995, č. 3, s. 274–279.
5. **Huang, H. L., Hsu, J. T., Fuh, L. J., a kol.:** Biomechanical simulations various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. Comput. Biol. Med., roč. 40, 2010, č. 5, s. 525–532.
6. **Chen, L., He, H., Li, Y., a kol.:** Finite element analysis of stress at implant-bone interface of dental implants with different structures. Trans. Nonferrous Met. Soc. China, roč. 21, 2011, č. 7, s. 1602–1610.
7. **Kong, L., Zhao, Y., Hu, K., a kol.:** Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. Adv. Eng. Softw., roč. 40, 2009, č. 7, s. 474–478.
8. **Lang, A. L., Kang, B., Wang, R. F., Lang, R. B.:** Finite element analysis to determine implant preload. J. Prosthet. Dent., roč. 90, 2003, č. 6, s. 539–546.
9. **Lee, C. C., Lin, S. C., Kang, M. J., a kol.:** Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. J. Dent. Sci., roč. 5, 2010, č. 3, s. 156–165.
10. **Li, T., Hu, K., Cheng, L., a kol.:** 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., roč. 35, 2011, č. 1, s. 446–456.
11. **Ma, P., Liu, H. C., Li, D. H., a kol.:** Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: Three-dimensional finite element analysis. Zhonghua. Kou. Qiang. Ke. Za. Zhi. (Chinese journal of stomatology), roč. 42, 2007, č. 10, s. 618–621.
12. **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., roč. 97, 2007, č. 6, s. 26–34.
13. **Merdji, A., Bouiadrja, B. B., Chikh, O. B., a kol.:** Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. Mater. Des., roč. 36, 2012, č. 1, s. 705–713.
14. **Van Noorf, R.:** The future of dental devices is digital. Dent. Mater., roč. 28, 2012, č. 1, s. 3–12.
15. **Wolff, J.:** Das Gesetz der Transformation der Knochen. A. Hirschwald, Berlin, 1892.
16. **Yang, J., Xiang, H.:** A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavioral of an FGBM dental implant in surrounding bone. J. Biomech., roč. 40, 2007, č. 11, s. 2377–2385.
17. **Implants for surgery** – Metal bone screws with hexagonal drive connection, spherical under – surface of head, asymmetrical thread – Dimensions, Norma ISO TC 150.

Prim. MUDr. Ladislav Dzan
Oddělení ústní, čelistní a obličejové chirurgie
KN Liberec, a.s.
Husova 10
460 63 Liberec 1
e-mail: ladislav.dzan@seznam.cz

084_CS_0413.indd 94 7/2/13 10:57:34 AM