

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta strojní

Czech Technical University in Prague
Faculty of Mechanical Engineering

Ing. Zdeněk Horák, Ph.D.

**Vliv implantace na životnost implantátů a zatížení
biologických tkání**

Influence of the implantation on the implant's service life
and biological tissues loading

Summary

The lifetime and optimal function of implantable medical devices are essential features that change the way patient treatment and quality of life. The lifetime of the implant is extended With the development of new production technologies and available construction materials eg. for artificial joint replacements 15 years. The implants should be replaced after this period. This fact brings increased health risks for the patient and greater complexity of the surgery.

For these reasons, the efforts of manufacturers of medical devices and medical implants is extend the lifetime to the maximal possible rate. One of the factors that significantly affects the lifetime and optimal function of replacements is the method of their implantation and replacement positioning after implantation. Any implant construction is designed to determine the terms and size of stress, which corresponds to the physiological load. Other than optimal position of implant after implantation leads to differences in load when even a small deviation from this position brings with it a dramatic increase in size and load. At the same time during the surgery is often necessary to resect tissue (bones, ligaments and muscles) in order to create a sufficiently large surgical approach. Furthermore it is necessary to relatively invasive intervention into tissue to be firmly and reliably fix the implant. All these factors have a significant influence on the loading of the implant and thus the lifetime and optimal function.

Souhrn

Životnost a optimální funkce implantabilních zdravotnických prostředků jsou zcela zásadní vlastnosti, která ovlivňují způsob léčby pacienta a kvalitu jeho života. S rozvojem nových výrobních technologií a dostupných konstrukčních materiálů dochází k prodloužení doby životnosti implantátů, která je např. u kloubních náhrad 15 let. Po uplynutí této doby by ovšem mělo dojít (v závislosti na aktuálním stavu pacienta) k jejich výměně, což s sebou přináší zvýšená zdravotní rizika pro pacienta a vyšší náročnost vlastního operačního výkonu.

Z těchto důvodů je snahou výrobců zdravotnických prostředků a lékařů prodloužit životnost implantátů na maximální možnou míru. Jedním z faktorů, který výrazným způsobem ovlivňuje délku životnosti a optimální funkci náhrad, je způsob jejich implantace a pozice náhrady po implantaci. Každá konstrukce náhrady je navržena na určitý způsob a velikost namáhání, které odpovídá fyziologickému zatížení. Jiná než optimální pozice náhrady po implantaci vede k odlišnému způsobu zatížení, kdy i malá odchylka od této pozice s sebou nese dramatický nárůst velikosti a způsobu zatížení. Současně při vlastním operačním výkonu je často nutné provést resekci tkání (kostí, vazů a svalů) z důvodu vytvoření dostatečně velkého operačního přístupu. A dále je nutné provést poměrně invazivní zásah do tkání, aby bylo možné pevně a spolehlivě fixovat implantát. Všechny tyto faktory mají výrazný vliv na zatížení implantátu a tím na jeho životnost a optimální funkci.

Klíčová slova

životnost; implantáty; biomechanika; biologické tkáně; MKP; tvarová optimalizace; svalově kosterní systém

Key words

lifetime; implants; biomechanics; biological tissues; FEM; shape optimisation; musculoskeletal system

Obsah

Summary	2
Souhrn	3
Obsah	5
Seznam použité symboliky	6
1 Úvod	7
1.1 Problematika životnosti strojních součástí	7
1.2 Problematika životnosti implantabilních zdravotních prostředků	10
2 Analýzy několika vybraných klinických případů	13
2.1 Vliv umístění nitrokostního hřebu na jeho funkci a životnost	13
2.2 Vliv volby materiálu spinální náhrady na zatížení kostní tkáně obratlů	20
3 Závěr	28
Literatura	30
Životopis	31

Seznam použité symboliky

Fyzikální veličiny

E	... Youngův modul pružnosti [MPa]
σ_k	... mez kluzu [MPa]
σ_{HMH}	... redukované napětí dle teorie HMH [MPa]
p	... kontaktní tlak [MPa]
σ_c	... mez únavy [MPa]
R_m	... mez pevnosti [MPa]
μ	... Poissonova konstanta [-]
ε_i	... poměrná deformace ve směru i [-]
F_{reac}	... reakční síla [N]
$M_o(x)$... ohybový moment [N.mm]

Zkratky

MKP	... metoda konečných prvků
CT	... počítačová tomografie (Computer Tomography)
MRI	... magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
PEEK	... polyetheretherketone
TEP	... totální endoprotéza kyčelního kloubu
IFC	... meziobratlové rozpěrky (Interbody Fusion Cages)
PFH	... proximální femorální hřeb
AP	... předozadní (anterio posterior)
VKS	... výslednice kontaktních sil

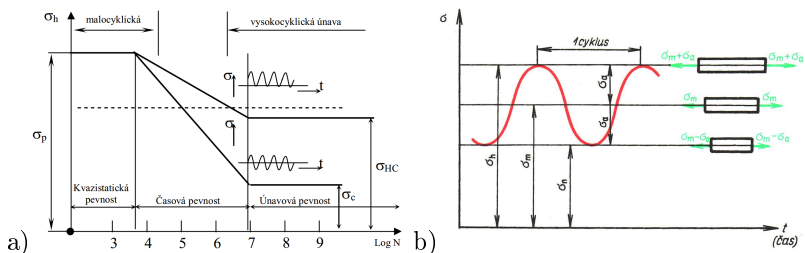
1 Úvod

Životnost je vlastnost, která označuje jak dlouho si např. výrobek udrží své původní, nebo téměř původní vlastnosti (např. provozuschopnost, výkonnostní charakteristiky, spolehlivost, atd) [1]. Životnost se měří většinou na čas, nebo na opakování. Délka životnosti je ovlivněna nejen při výrobě (výrobní technologie, systém kontroly a jakosti), ale významně ji ovlivňuje způsob používání produktu (pracovní zatěžování, provozní prostředí atd) [9].

Informace o životnost produktu je zásadní pro výrobce, který na základě ní může garantovat spolehlivost produktu. Pro uživatele je informace o životnosti zásadní nejen z pohledu spolehlivosti, ale i pro plánování použití produktu a nákladů spojených se jeho servisem. V případě implantabilních zdravotnických prostředků pak význam životnosti a spolehlivosti s ohledem na hodnotu lidského zdraví nabývá vyššího významu. Problematice hodnocení vlivu implantace zdravotnických prostředků na jejich životnost a funkci je věnován tento následující text.

1.1 Problematika životnosti strojních součástí

Převážná většina strojů a zařízení je při svém provozu podrobena působení časově proměnných sil - cyklickému namáhání, které způsobuje poškození součástí. Jednoduchým experimentálním zařízením určil již v roce 1870 A. Wöhler závislost amplitudy napětí na počtu únavových cyklů do lomu, nazvanou Wöhlerovu křivkou (viz Obr. 1a).



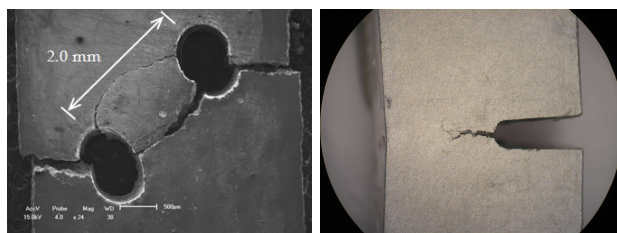
Obrázek 1: a) Wöhlerova křivka a členění oblastí únavy, b) průběh cyklického zatížení.

Problematika únavy strojírenských součástí a zařízení je stále vysoce aktuální téma výzkumu a vývoje. V této oblasti bylo publikováno úctyhodné množství odborných prací (např. [3, 9]) a není cílem tohoto textu zde opakovat věci již publikované. V této části bude pouze provedeno velmi krátké shrnutí nejzákladnějších informací, tak aby na ně mohly být navázány další texty.

Vlastní únavu materiálu je ovlivňována působením řady faktorů, který determinují celý únavový proces. Experimentální měření jednotlivých faktorů podílejících se na únavě, jejich hodnocení a vzájemné srovnání je s ohledem na nové technologické možnosti neustále se rozvíjející oblastí výzkumu. V zásadě lze shrnout, že únavový proces ovlivňují tyto hlavní faktory, které se následně dělí do dalších podskupin:

Konstrukční materiály: každý materiál použitý pro výrobu strojních součástí má své specifické vlastnosti, které jsou vysoce závislé na druhu materiálu (kovy, plasty, kompozitní materiály, atd), chemickém zatížení, působením teplotních vlivů atd. Volba vhodných konstrukčních materiálů je nejzásadnější pro životnost strojních součástí. Z tohoto důvodu jsou neustále vyvíjeny nové materiály s pokročilými vlastnostmi, které umožní větší zatížení a spolehlivý provoz součástí.

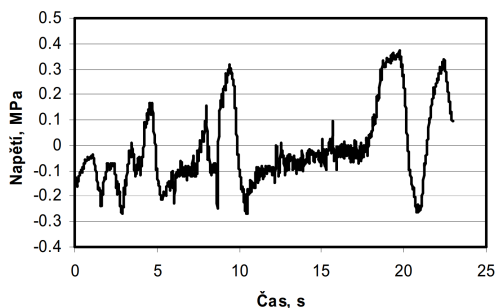
Tvar součástí: konstrukce součásti určuje nejen její funkci, ale i životnost a únavovou pevnost. Vlastnosti součástí ovlivňují primárně změny jejího průřezu (např. vruby) a změny tvaru (např. spoje). V těchto místech dochází k lokální koncentraci napětí a primární iniciaci trhlin. Optimální konstrukční provedení součástí tak může výrazným způsobem zvýšit resp snížit její životnost.



Obrázek 2: Ukázka oškození součásti vlivem změny jejího průřezu.

Technologie výroby a provozní podmínky: únavu součástí ovlivňuje technologie výroby (třískové obrábění, lití, atd), povrch součástí a jeho kvalita a v neposlední řadě provozní podmínky (teplota, chemické prostředí atd). Oblast technologie výroby umožňuje největší modifikaci podmínek, které ovlivňují životnost součástí, tomu odpovídá také rozvoj této oblasti výroby.

Provozní zatížení a namáhání konstrukce: tento faktor lze naopak nejméně měnit a tím ovlivnit životnost součástí. Provozní podmínky lze dělit na statické a dynamické, kdy právě dynamické jsou nejčastější v reálném provozu. Charakter dynamických provozních zatížení lze dále dělit na deterministické (periodické viz Obr.1b, impulzní, přechodové atd) a stochastické (stacionární a nestacionární viz Obr.3). Pro optimální konstrukci součástí je potřeba znát co nejpřesněji charakter jejího zatížení tak, aby mohla být dimenzována s potřebnou mírou bezpečnosti. Experimentální měření reálného zatížení dílů, vyhodnocení měření a implementace výsledků do procesu návrhu je klíčové pro zajištění životnosti a spolehlivosti součástí.



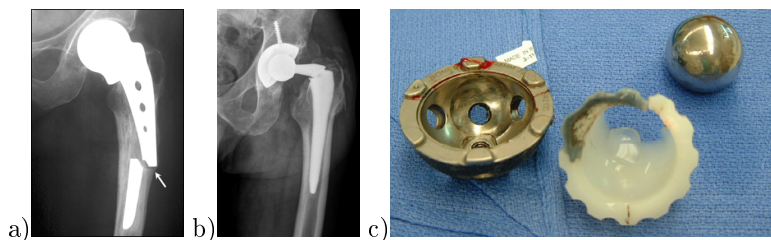
Obrázek 3: Ukázka nestacionárního stochastického procesu zatížení.

Vysoké nároky zákazníků na zatížení, provozní podmínky a spolehlivost součástí vedou k nutnosti výzkumu spojeného s predikcí životnosti strojních součástí a zařízení. Rozvoj této oblasti je směřován především do vývoje nových materiálů s přidanými vlastnostmi, využití nových technologií výroby a experimentálnímu testování prototypů.

1.2 Problematika životnosti implantabilních zdravotních prostředků

S rozvojem dostupných technologií rostou i technické možnosti operativní léčby a tím i její úspěšnosti. Zásadním problémem je volba optimálního způsobu léčby v závislosti na rozsahu poranění a aktuální diagnóze pacienta. V řadě případů lze zranění nebo onemocnění léčit několika možnými způsoby, přičemž každý z nich má své klady, ale i rizika pro operátora a pacienta. Rozhodování se v takovýchto případech je vysoce závislé na dosavadních zkušenostech lékaře, aktuálním stavu pacienta a technické úrovni implantátů.

Chirurgická léčba pacienta se skládá z vlastního operačního výkonu, implantace zdravotnického prostředku a procesu hojení, resp. následné léčby. Při operačním výkonu je často nutné provést rozsáhlou resekci tkání (kostí, vazů a svalů) z důvodu vytvoření dostatečně velkého operačního přístupu. Dále je nutné provést poměrně invazivní zásah do tkání, aby bylo možné pevně a spolehlivě fixovat implantát. Všechny tyto faktory mají zásadní vliv na zatížení implantátu, distribuci zatížení do okolních tkání a orgánů.

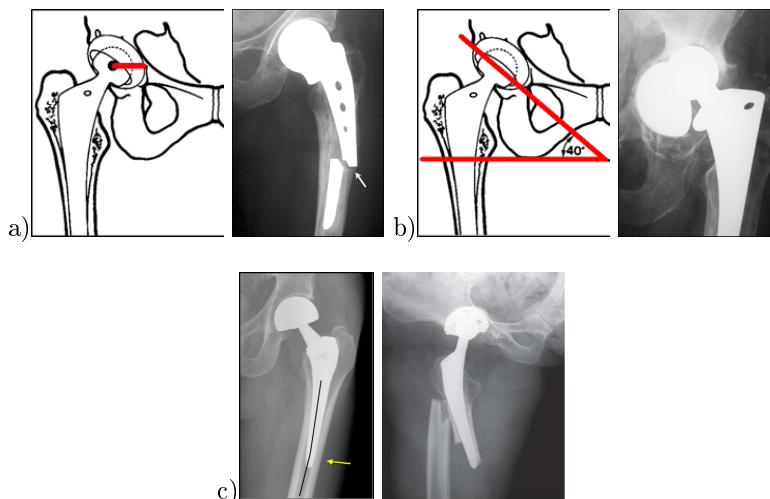


Obrázek 4: Ukázky selhání vybraných implantátů: a) zlomený kyčelní dráček náhrady, b) zlomený krček dráčku náhrady, c) defekt jamky náhrady v důsledku jejího otěru.

Z výše uvedeného je patrné, že životnost a funkci implantátu ovlivňuje celá řada faktorů, které mají navíc rozdílnou váhu. Pro zajištění maximální životnosti implantabilních zdravotnických prostředků se s úspěchem používají postupy používané ve strojírenství při dimenzování strojních součástí (viz kap. 1.1). Přesto nelze na pojem "životnosti" implantátů nahlížet pouze optikou klasického strojírenství, kdy životnost strojní součásti byla vyčerpána částečnou nebo úplnou ztrátou její funkce. V oblasti zdravotnických prostředků může paradoxně dojít k selhání implantátu (vyčerpání jeho životnosti) i bez jeho po-

škození či ztráty funkčnosti. Životnost implantátů a zatížení okolních tkání ovlivňuje celá řada faktorů:

Selhání konstrukce náhrady: Jde o situaci, kdy celková konstrukce implantátu není navržena dostatečně ke způsobu a velikosti jeho namáhání. Dále mohou být použity nevhodné materiály, nebo výrobní technologie. Tato selhání jsou v klinické praxi poměrně ojedinělá, kdy výskyt selhání implantátů jsou v řádech 0.1%. Výskyt takovýchto selhání lze snížit na přijatelnou mez optimalizací konstrukce náhrady, experimentálním testováním prototypů a řízením kvality výroby jak to vyžaduje ISO 13485.

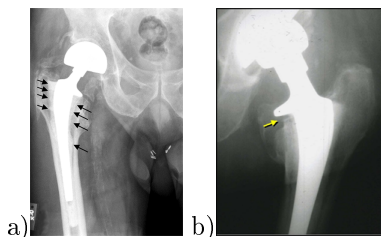


Obrázek 5: a) schéma umístění femorální komponenty v horizontální poloze a důsledky nepřesného zavedení - zlomený kyčelní dřík náhrady, b) schéma laterální inklinace jamky náhrady a důsledky nepřesného zavedení - uvolnění jamky náhrady, c) ukázka zvýšeného sklonu dříku náhrady a důsledky nepřesného zavedení - zlomenina stehenní kosti.

Pozice náhrady po implantaci: Pozice náhrady po implantaci je zcela zásadní pro její životnost a optimální funkci. Každá konstrukce implantátu je navržena na určitý způsob a velikost namáhání. Jiná než optimální pozice náhrady po implantaci může vést (a v praxi také vede) k odlišnému způsobu zatížení, kdy i malá odchylka od optimální pozice s sebou nese dramatický nárůst veli-

kosti působícího zatížení. Způsob implantace a pozice náhrady je závislá na zkušenostech a praxi operátora, na technice implantace a zdravotním stavu pacienta. V odborné literatuře dosud nebyla publikována studie, kde by byl statisticky hodnocen vliv jiné než optimální pozice implantátu a jeho selhání.

Další příčiny selhání náhrad: Implantáty mohou selhat z řady dalších příčin, a to i přesto že nedojde k jejich poškození či ztráty funkčnosti. Nejčastějším důvodem takového selhání implantátu jsou vnější vlivy (infekce, další zranění pacienta např. v důsledku pádu, atd.). Takový případ je prezentován na Obr. 6a, kde je patrná infekce v blízkém okolí implantátu což vede k jeho uvolnění a nutnosti výměny. Tento způsob selhání je jedním z nejčastějších v klinické praxi. Dalším důvodem může být nevhodná konstrukce náhrady, která nemá za následek poškození implantátu, ale zatížení okolních tkání takovým způsobem, kdy dojde k jejich destrukci. Tato destrukce následně vede např. k uvolnění implantátu a jeho selhání viz Obr. 6b.



Obrázek 6: a) infekce v okolí implantátu, b) resorbce kostní tkáně.

Na výše uvedených ukázkách je patrné, že v klinické praxi dochází k selhání implantátů i bez jejich poškození či ztráty funkčnosti. Dále je evidentní, že rozhodnutí lékaře o způsobu a vlastním provedení operačního výkonu má zcela zásadní vliv na životnost a optimální funkci implantátů. Z tohoto důvodu vzešla z klinické sféry poměrně silná potřeba po provedení objektivních odborných studiích posuzujících vliv různých operačních výkonů, technik a použitých zdravotnických prostředků (implantáty, dlahy, fixační materiál atd) na zatížení organismu pacienta - a tím potažmo na úspěšnost jeho léčby viz [2, 4, 5, 6, 10].

2 Analýzy několika vybraných klinických případů

Jak bylo uvedeno výše hodnocení životnosti, spolehlivosti a funkce implantabilních zdravotnických prostředků má svá specifika, která jsou poněkud odlišná od praxe v klasickém strojírenství. V následujícím textu proto budou podrobněji rozebrány dva příklady implantátů používaných v klinické praxi. Na těchto případech pak bude demonstrováno hodnocení jejich funkce a životnosti.

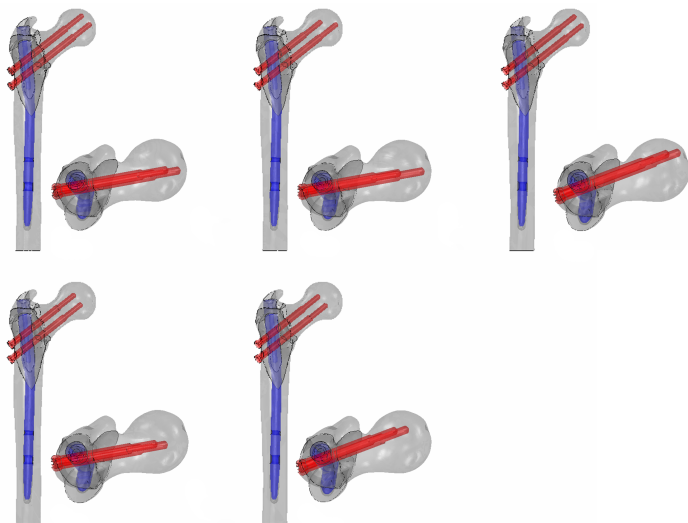
2.1 Vliv umístění nitrokostního hřebu na jeho funkci a životnost

Zlomeniny proximální části stehenní kosti jsou závažným a zatím ne zcela vyřešeným medicínským problémem, jehož důležitost narůstá spolu s postupně se prodlužujícím věkem populace. Jednou z možností fixace zlomenin (stabilních i nestabilních) proximálního konce stehenní kosti v oblasti trochanterického masivu je použití proximálního femorálního hřebu (PFH). Tento způsob léčby zlomenin se používá především při komplikovaných nestabilních zlomeninách stehenní kosti, přesto je možné jeho použití i při zlomeninách stabilních. Systém využívá skluzného efektu, kdy se jednotlivé fragmenty kosti mohou při zatížení posunout do komprese, což má pozitivní hojivý efekt. Jako nejvíce rizikový faktor je v klinické praxi považována možnost implantace fixačního systému mimo optimální pozici.

Z těchto důvodů byly vybrané specifické komplikace zavedení PFH podrobeny výpočtovým MKP analýzám s cílem potvrdit rizikové situace pro selhání jednotlivých systémů osteosyntézy. V provedených výpočtových analýzách byla hodnocena odezva kostní tkáně na rozdílné umístění PFH. Jako mezní stav, kdy dojde k selhání fixačního prvku nebo selhání jeho uchycení v kosti, bylo považováno takové zatížení, při kterém vznikla napětí překračující mez kluzu (σ_k) nebo mez pevnosti (R_m) v kterékoliv části systému PFH-kost.

Materiál a metodika

Geometrický model nestabilní zlomeniny proximálního konce stehenní kosti byl vytvořen ze série CT snímků. Ve výpočtových MKP analýzách bylo hodnoceno pět různých pozic umístění PFH, tak jak mohou nastat

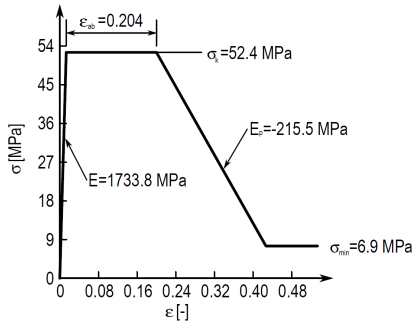


Obrázek 7: Ukázka analyzovaných modelů pertrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti se zavedeným systémem PFH. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV. Modely jsou v AP a SI projekci pro zobrazení pozice PFH.

v klinické praxi. První Model 0 (viz Obr. 7) byl modelem referenčním, kde pozice PFH je ideální. Druhý Model I je model, kde horní krčkový šroub byl zaveden mělce ale pozice obou šroubů je ve středu krčku. Třetí Model II je model, kde oba krčkové šrouby jsou zavedeny v optimální hloubce, ale jsou vyoseny k mediální straně krčku stehenní kosti. Čtvrtý Model III je model, kde jsou oba krčkové šrouby zavedeny ve středu krčku ale mělce v hlavici stehenní kosti. Poslední Model IV je model s oběma krčkovými šrouby zavedenými mělce v hlavici stehenní kosti a navíc jsou vyoseny k mediální straně krčku stehenní kosti.

V modelu pertrochanterické zlomeniny proximálního konce stehenní kosti byl pro fixaci použit systém PFH vyráběný firmou MEDIN, a.s. S ohledem na náročnost výpočtů bylo provedeno zjednodušení, kdy na žádné části modelu nebyl modelován profil závitů. Závitů na krčkových šroubech byly nahrazeny hladkou plochou, jejíž rozměr odpovídal střednímu průměru daného závitů a do kostní tkáně byly fixovány pomocí vazbových podmínek v MKP modelu. Uložení stehenní kosti na jejím distálním konci bylo voleno jako nepohyblivé. Zatížení bylo realizováno osamělými silami $F_{reac} = 891\text{N}$, která působí na kyčelní kloub při stoji

na jedné noze u člověka s hmotností 80 kg. Pro zohlednění skluzného efektu PFH, byly numerické analýzy koncipovány tak, aby simulovaly proměnné zatížení, které odpovídá chůzi, kdy je kyčelní kloub zatěžován a odlehčován v závislosti na fázi kroku pacienta. Z tohoto důvodu byl model v deseti cyklech zatížení a odlehčení výše uvedenou silou. Pro zavedení vnějších sil do výpočtových MKP modelů byla použita vazba distributed coupling, pomocí které byly osamělé síly působící v referenčním uzlu rovnoměrně distribuovány na kost v místě svalových úponů a kontaktu hlavice stehenní kosti s kloubní jamkou. Mezi jednotlivými fragmenty "zlomené" stehenní kosti byl modelován normálový kontakt typu hard s koeficientem tření $f=0.3$. Stejným způsobem byly modelovány i kontaktní vazby mezi nitrokostním hřebem a kostí ($f=0.3$), mezi nitrokostním hřebem a krčkovými šrouby ($f=0.15$). Spojení krčkových šroubů s kostí bylo s ohledem na rychlost a stabilitu výpočtů modelováno pomocí vazby *tie*.



Obrázek 8: Specifikace materiálových vlastností. Ukázka závislosti napětí σ [MPa] na poměrné deformaci ϵ [-] pro kostní tkáň s hustotou $\rho = 0.945$ [g/cm^3]

Ve všech provedených numerických MKP analýzách byla nerezová ocel použitá pro výrobu PFH modelována jako homogenní izotropní elasto-plastický materiál ($E = 210$ GPa, $\mu = 0.3$, $R_m = 860$ MPa a $\sigma_k = 690$ MPa). Kostní tkáň byla ve všech provedených analýzách modelována jako nehomogenní, izotropní a elasto-plastický materiál. Materiálové vlastnosti byly pro každý element stanoveny v závislosti na hustotě kostní tkáně ρ [g/cm^3]. Tato hustota byla určena v závislosti na stupni šedé barvy u CT snímků distálního konce stehenní kosti podle vztahu

$$\rho = 1.54 \cdot \rho_{CT} + 0.0784, \quad (1)$$

kde ρ_{CT} [g/cm^3] je hustota kalibračního vzorku. Elastické moduly pružnosti E [MPa] byly pro oba typy kostní tkáň (kompaktní a spongiózní) určeny pomocí vztahů [7]

$$\begin{aligned} E^k &= 2065 \rho^{3.09} & , & \quad \mu^k = 0.3 \\ E^s &= 1904 \rho^{1.64} & , & \quad \mu^s = 0.3 . \end{aligned} \quad (2)$$

Stejným způsobem byla stanovena hodnota meze kluzu σ_k [MPa] jako funkce závislá na hodnotě hustoty kostní tkáně podle

$$\begin{aligned} \sigma_k^k &= 57.75 \rho^{1.73} & \text{pro } \rho \geq 0.945 \\ \sigma_k^s &= 76.5 \rho^{6.7} & \text{pro } \rho < 0.945 . \end{aligned} \quad (3)$$

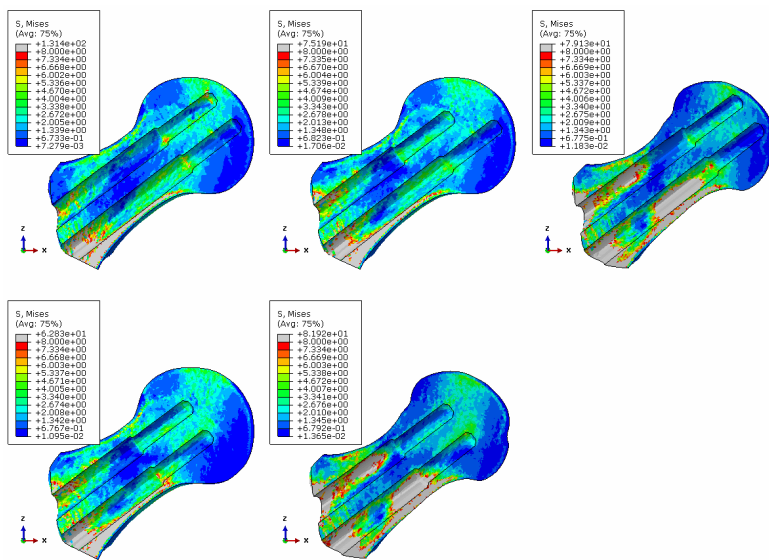
Ve výpočtových analýzách byla kostní tkáň modelována také jako materiál, u kterého dojde po překročení mezního zatížení k degradaci jeho mechanických vlastností. Tuto vlastnost lze v jistém přeneseném smyslu chápat jako "porušení" kostní tkáně [7]. Nejlépe ilustruje tyto modelované vlastnosti Obr. 8, kde je na grafu ukázána závislost mezi napětím a deformací kostní tkáně.

Jednotlivé hodnoty jednoznačně popisující chování materiálového modelu při překročení meze kluzu σ_k jsou zavedeny v závislosti na hustotě kostní tkáně ρ [g/cm^3] podle vztahů

$$\begin{aligned} \sigma_{min} &= 8.5 \rho^{3.68} & \varepsilon_{ab} &= 0.258 \rho - 0.04 \\ E_p &= -244 \rho^{2.2} & \varepsilon_{bc} &= \left| \frac{\sigma_k - \sigma_{min}}{E_p} + \varepsilon_{ab} \right| . \end{aligned} \quad (4)$$

Výsledky numerických analýz

Všechny provedené výpočtové analýzy byly modelovány jako kontaktní, nelineární a statické úlohy, při kterých byla zjišťována odezva celého systému na vnější působící zatížení. Provedené výpočtové MKP analýzy při řešení podrobně zohledňovaly lokální mechanické vlastnosti kostní tkáně a vzájemné interakce jednotlivých částí modelovaného systému. Pro vyhodnocení výsledků byla sledována velikost redukovaných napětí σ_{HMH} , které lze chápat jako míru intenzity napjatosti v jednotlivých částech modelovaného systému. Druhým sledovaným parametrem byl posuv hlavice stehenní kosti v [mm] ve směru rovnoběžném s osou krčkových šroubů. Tato míra posuvu vyjadřuje velikost skluzu, kdy se hlavice posune díky skluzu krčkových šroubů v nitrodřeňovém hřebu k diafýze stehenní kosti. Tento fenomén je žádaný a zvyšuje rychlost zhojení kostní tkáně.

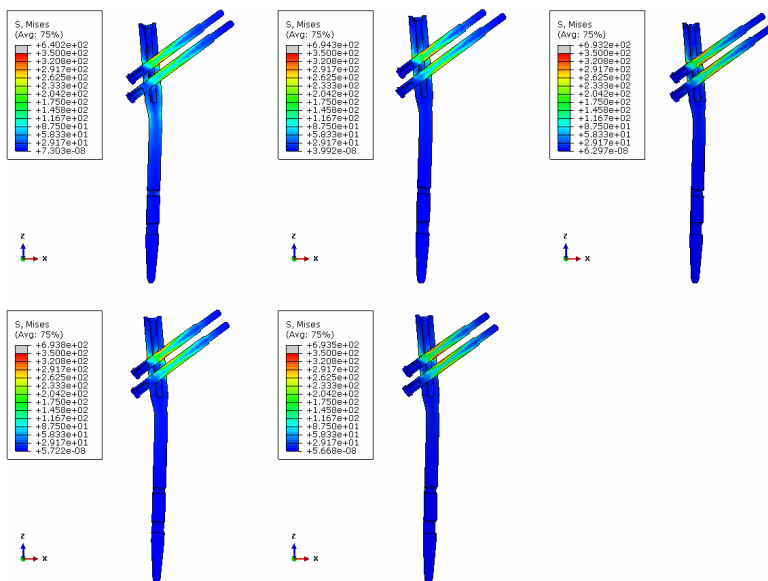


Obrázek 9: Rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} [MPa] v řezu hlavičky stehenní kosti. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

Rozložení a velikost σ_{HMH} v hlavičce a krčku stehenní kosti je patrné z Obr. 9. Největší zatížení kostní tkáně je v referenčním Modelu 0 ($\sigma_{HMH} = 131.4 \text{ MPa}$) a naopak nejmenší zatížení je v modelu Model III ($\sigma_{HMH} = 62.8 \text{ MPa}$). Při hodnocení vlivu implantace PFH na napjatost kostní tkáně není důležitá pouze velikost maximálních napětí, ale i jejich rozložení a pozice. Z tohoto pohledu je evidentní, že v Modelu 0 je sice největší velikost σ_{HMH} , ale to je v souladu se skluzným efektem PFH, kdy vlivem zatížení dochází k „natlačení“ tkáně krčku do diafýzy stehenní kosti a tím je rychlejší hojení zlomeniny. Navíc z Obr. 9 je patrné, že toto maximální zatížení je pouze v malé lokální oblasti dolní hrany krčku, kde je kortikální kost. Oproti tomu u dalších analyzovaných modelů je sice maximální hodnota σ_{HMH} nižší, ale zatížení je rozloženo do mnohem větší plochy a to včetně spongiózní kostní tkáně, která má menší pevnost než kortikální kost.

Z výsledků analýz (viz Obr. 10) je patrné, že nejvíce namáhaným dílem fixačního systému PFH je nitrodřeňový hřeb, speciálně hrana otvoru pro horní krčkový šroub. V tomto místě se o sebe opírá krčkový šroub a hřeb, kdy velikost působícího zatížení je úměrná velikosti vy-

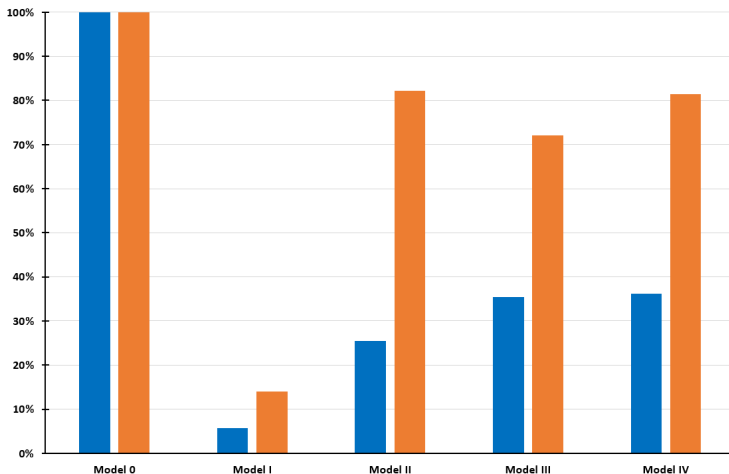
sazení krčkového šroubu od hřebu. U všech modelů, kromě Modelu 0 došlo v tomto kritickém místě k mírnému překročení meze kluzu σ_k v poměrně malé oblasti (Model I: $\sigma_{HMH} = 694.3 \text{ MPa}$). Na tomto místě dochází ze stejného důvodu k největšímu zatížení nejen hřebu ale i horního krčkového šroubu (Model I: $\sigma_{HMH} = 502.5 \text{ MPa}$). Na základě získaných výsledků lze konstatovat, že systém PFH je dimenzován dostatečně vzhledem k jeho zatížení a to platí nezávisle na pozici v jaké je implantován do proximálního konce stehenní kosti.



Obrázek 10: Rozložení redukovaných napětí $\sigma_{HMH} \text{ [MPa]}$ v řezu nitrodrážňového hřebu a krčkových šroubů. První řada zleva Model 0, Model I, Model II, druhá řada zleva Model III a Model IV.

Naprosto odlišná je ale situace při hodnocení funkce systému PFH, speciálně pak skluzného fenoménu, který napomáhá hojení zlomené kostní tkáň. Jak je patrné grafu Obr. 11, tak velikost posuvu v hlavice stehenní kosti je vysoce závislá na pozici, v jaké je zaveden systém PFH do kosti. Největší velikost posuvu v byla zjištěna u referenčního modelu Model 0 ($v = 1.29 \text{ mm}$), naopak nejmenší u modelu Model I ($v = 0.18 \text{ mm}$). Pro objektivní vyhodnocení výsledků byla pro každý hodnocený model určena nejen absolutní velikost posuvu v , ale i směrnice spojnice trendu průběhu velikosti posuvu v a to v závislosti na

počtu kroků pacienta (viz Obr. 11). Velikosti obou sledovaných parametrů byly vztaženy k hodnotě referenčního modelu Model 0, který je z klinické praxe znám jako optimální. Nejvíce se tomuto optimálnímu stavu blížil Model IV (v 81%, spojnice trendu 36.1%) naopak nejhorší situace byla u modelu Model I (v 14%, spojnice trendu 5.8%).



Obrázek 11: Graf zobrazující absolutní velikost posuvu v [mm] (oranžová barva) a spojnice trendu (modrá barva) velikosti posuvu v hlavice stehenní kosti u jednotlivých analyzovaných modelů po deseti krocích pacienta. Jako referenční hodnota byla vždy uvažována velikost zjištěná u Modelu 0.

Diskuse a závěr

V této práci byly provedeny numerické analýzy, jejichž cílem bylo porovnání deformační odezvy kostní tkáně na různá umístění systému PFH používaného pro fixaci proximálního konce stehenní kosti při stejných podmínkách zatížení. Pozornost byla zaměřena především na velikost a rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} v celém systému stehenní kosti-PFH. Druhým sledovaným parametrem byla velikost skluzného efektu reprezentovaným velikostí posuvu hlavice stehenní kosti v .

Na základě výsledků provedených MKP analýz je patrné, že u obou fragmentů stehenní kosti v místě otvoru pro horní krčkový šroub a roviny zlomeniny dochází k trvalé degradaci kostní tkáně. Stejná situace

je v místě dolní hrany krčku, kde dochází díky skluzu ke kontaktu s diafýzou stehenní kosti. Zatížení kostní tkáně je proto také velmi úzce spjato s umístěním systému PFH ve stehenní kosti. Pro dlouhodobou optimální funkci PFH je důležité rovnoměrné rozložení napjatosti (zatížení) v okolní kostní tkáni. Jakékoliv odchýlení (byť malé) od optimální polohy má značný vliv na napjatost celého systému kost-PFH a rapidně narůstá riziko jeho selhání. Pro klinickou praxi je jistě zajímavá skutečnost, kdy umístění systému PFH do jiné než optimální polohy prezentované Modelem 0 výrazně snižuje jeho schopnost skluzu krčkových šroubů a tím zatlačení fragmentu hlavice do diafýzy stehenní kosti. Jakákoliv odchylka má poměrně výrazný efekt na optimální funkci viz graf na Obr. 10.

Nicméně je při interpretaci výsledků MKP analýz potřeba brát v úvahu, že v provedených analýzách byla použita určitá zjednodušení a zobecnění. Především šroubové spoje byly realizovány pomocí vazby tie, která umožňuje přenos jak tlakové, tak i tahové síly. To ovšem neodpovídá reálné situaci, kdy šroubový spoj je schopen přenášet pouze tlaková zatížení. Pro potřeby této srovnávací analýzy je toto zjednodušení zanedbatelné a nijak nesnižuje vypovídací hodnotu získaných výsledků a vyslovených závěrů.

Všechny získané výsledky ukazují, že z pohledu biomechaniky je velmi důležité optimální umístění systému PFH při fixaci nestabilních zlomenin proximálního konce stehenní kosti. Umístění PFH přímo ovlivňuje nejen velikost a způsob zatížení kostní tkáně stehenní kosti, ale i napjatost vlastního fixačního systému PFH. Pokud není PFH umístěn optimálně, může jeho zatížení způsobit překročení povolených hodnot napětí, hrozí jeho selhání a snížení skluzného efektu krčkových šroubů.

2.2 Vliv volby materiálu spinální náhrady na zatížení kostní tkáně obratlů

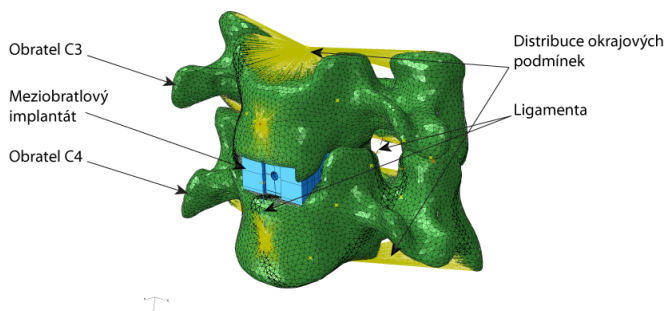
V klinické praxi se používají meziobratlové rozpěrky (Interbody Fusion Cages) pro meziobratlovou fúzi vyrobené z různých konstrukčních materiálů [8, 15]. Výhody, respektive nevýhody, různých materiálů použitých pro výrobu meziobratlových rozpěrek určených pro fúzi krčních obratlů byly velmi podrobně diskutovány v celé řadě odborných publikací, např. [11]. Přesto neexistuje jednoznačné doporučení pro volbu optimálního materiálu vhodného pro výrobu meziobratlových rozpěrek. Chování meziobratlových rozpěrek ovlivňuje celá řada mechanických a biologických faktorů [12], které je vždy třeba brát do úvahy

při hodnocení úspěšnosti přežití rozpěrek. Jedním z důležitých faktorů je stabilita vlastního segmentu páteře a vlastnosti rozhraní rozpěrka - end plate [12]. Cílem této parametrické studie bylo posouzení vlivu rozdílné bioaktivity povrchu a tuhosti materiálů, používaných při výrobě meziobratlových rozpěrek určených pro fúzi těl krčních obratlů, na mechanické zatížení přilehlé kostní tkáně obratlových těl. Porovnávány byly dvě materiálové varianty stejného implantátu, titanová slitina s bioaktivním povrchem a bioinertní polymer PEEK. Proto pro podrobné posouzení vlivu rozhraní rozpěrka - end plate na kostní tkáň obratlového těla byla provedena řada MKP analýz na modelu dvou krčních obratlů se zavedeným implantátem.

Materiál a metodika

V rámci této parametrické studie byly porovnávány dva reálné případy provedení meziobratlových rozpěrek (bioaktivní titanová slitina vs bioinertní PEEK) určených pro fúzi krčních obratlů s respektováním bioaktivity povrchu daných implantátů.

Geometrický model krčních obratlů C3 a C4 byl vytvořen ze souboru CT snímků pacientky, která nevykazovala žádné patologické změny na kostní tkáni krčních obratlů. Základem numerické studie byl konečně prvkový model segmentu krčních obratlů C3-C4, mezi něž byl vložen implantát meziobratlové rozpěrky vyrobený z obou hodnocených materiálů (slitina titanu Ti_6Al_4V a PEEK). Geometrie PEEKového implantátu obsahovala navíc čtvercový výřez, který je v klinické praxi vyplněn kostním štěpem. Výpočtový model obsahoval i zjednodušenou formu páteřních vazů (viz Obr. 12).



Obrázek 12: Schéma MKP modelu dvou krčních obratlů, který byl použit ve všech hodnocených variantách.

Parametry použitých materiálových modelů jsou uvedeny v Tab. 1, kde pro krční obratle C3 a C4 byl uvažován homogenní ortotropní elastický materiál, pro kostní výplň rozpěrky byl použit s ohledem na to, že se jedná o autologní kostěnou drť, homogenní isotropní elastický materiál s materiálovými parametry na úrovni spongiózní kosti. Pro ostatní technické materiály byl použit homogenní isotropní elasto-plastický materiálový model s příslušnými materiálovými parametry. Pro stabilizaci celého MKP modelu a při snaze přiblížit se reálné situaci byly do modelu zjednodušeným způsobem zavedeny vazy daného segmentu krční páteře. Všechny použité vazy byly modelovány jako nelineární pružiny přenášející pouze tahové zatížení. Podklady pro po částech lineární závislost mezi silou a posuvem pro jednotlivé vazy byly převzaty z literatury [13].

Tabulka 1: Přehled použitých materiálů a jejich charakteristik.

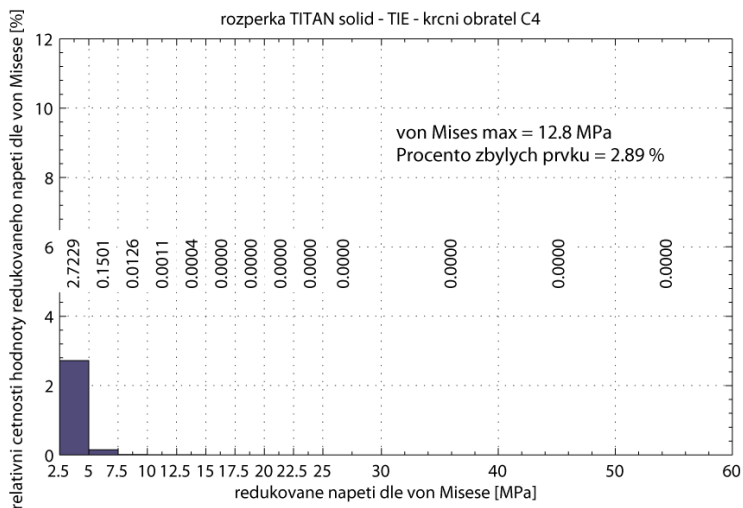
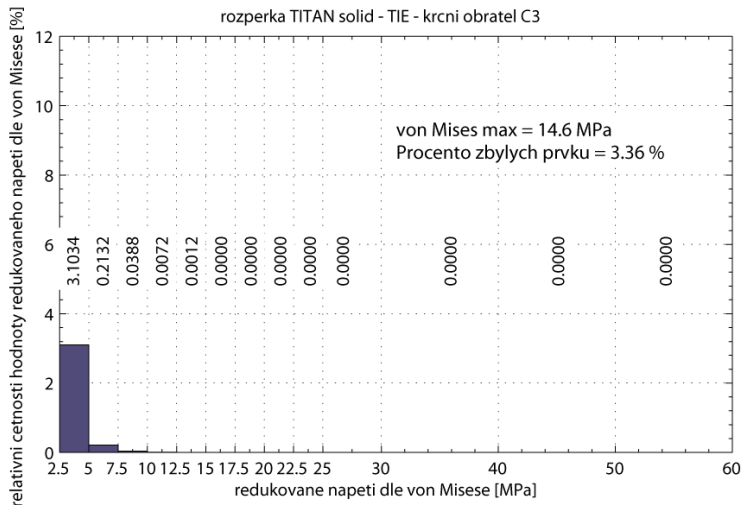
Materiál	Vlastnosti
Ti ₆ Al ₄ V	E=113 GPa, $\mu=0.33$, $\sigma_k=850$ MPa, $\sigma_p=944$ MPa
PEEK	E=3.6 GPa, $\mu=0.387$, $\sigma_k=92$ MPa
Kost	E ₁ =1.472 GPa, E ₂ =1.767 GPa, E ₁ =5.471 GPa $\mu_{12}=0.352$, $\mu_{13}=0.101$, $\mu_{23}=0.113$ G ₁₂ =669 MPa, G ₁₃ =545 MPa, G ₂₃ =794 MPa
Synt. kost	E=300 MPa, $\mu=0.3$
Chrupavka	E=10 MPa, $\mu=0.45$

Při vytváření MKP modelu byly pro matematický popis a zjednodušení problematiky použity následující vazby. Vazba *distributing coupling* byla využita k distribuci okrajových podmínek, osově síly a k realizaci zjednodušené formulace kontaktu krčních obratlů v oblasti meziobratlových kloubů. Vazba *tie* byla ve výpočtovém modelu využita pro matematický popis osseointegrace kostní tkáně na rozhraní rozpěrky - end plate a taktéž k definici srůstu autologního štepů s kostní tkání obratle. Interakce kostní tkáně a bioinertního PEEKu byla v MKP modelu realizována kontaktem typu *surface-to-surface* na styčných plochách. Spodní z dvojice krčních obratlů byl vždy ve svém referenčním uzlu na spodní straně vetknut a horní z dvojice krčních obratlů byl zatížen ve svém referenčním uzlu svislou silou $F = 73.6$ N a silovou dvojicí $M = 1.8$ N.m v boční lateroflexi. Hodnoty osově síly a silové dvojice byly převzaty z literatury [14].

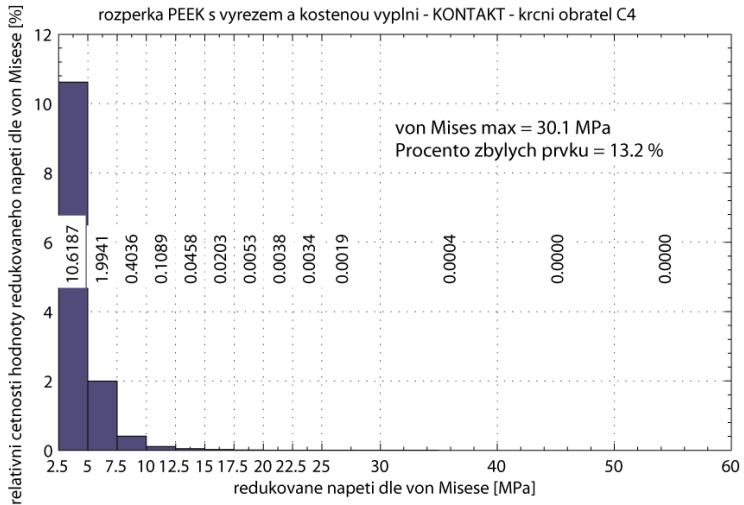
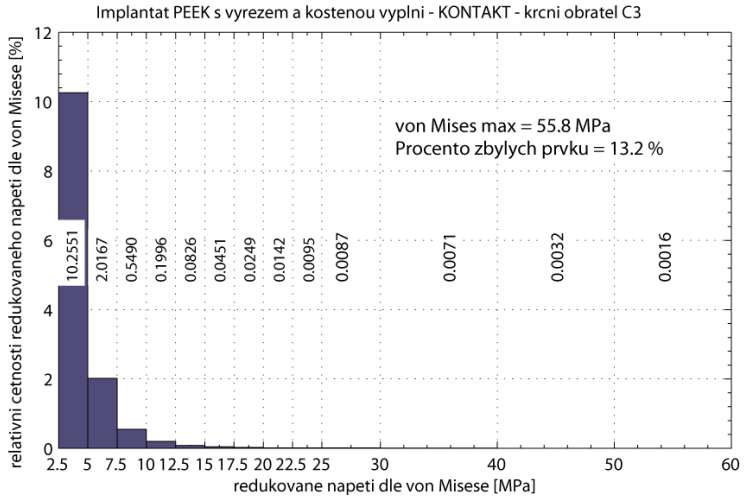
Výsledky numerických analýz

Numericky s využitím metody konečných prvků byla hodnocena míra vlivu tuhosti a bioaktivity povrchu titanové slitiny a PEEKu na mechanické zatížení kostní tkáně krčních obratlů v případě použití těchto materiálů pro konstrukci meziobratlové rozpěrky. Jako míra využitelná k hodnocení úrovně mechanického zatížení kostní tkáně všech výpočetních variant bylo zvoleno redukované napětí σ_{HMH} , pomocí něhož lze hodnotit distribuci zatížení kostní tkáně, a samozřejmě maximální dosažené hodnoty napětí. Výsledky provedených výpočtových analýz byly zpracovány do podoby histogramů a map rozložení redukovaných napětí σ_{HMH} tak, aby byly hodnoceny nejen maximální dosažené hodnoty napětí, ale i rovnoměrnost distribuce síly rozhraním rozpěrka - end plate. Do histogramů byly vyneseny relativní četnosti hodnot redukovaného napětí σ_{HMH} , jež byly dosaženy v těžištích elementů krčních obratlů v rozsahu zvolených hladin napětí. Ke konstrukci histogramů bylo přistoupeno proto, aby bylo možné zhodnotit celý průřez napjatosti kostní tkáně krčních obratlů, neboť pouhé hodnocení dosažených maximálních hodnot napětí nepodává dostatečný globální obraz o napjatosti obratlů. V dále prezentovaných histogramech byla vždy skryta četnost hodnot napětí v prvním intervalu mezi $0 \div 2.5 \text{ MPa}$, neboť pro hodnocení tato oblast není zajímavá. Hodnocena byla naopak skladba napjatosti od úrovně 2.5 MPa výše a dále procentuální počet elementů, které ve svém těžišti dosáhly vyššího redukovaného napětí σ_{HMH} , než byla první hladina.

Při pohledu na histogramy jednotlivých vyšetřovaných variant (viz Obr. 13 a Obr. 14) je patrné, že průřezově nejvyšších hodnot redukovaného napětí σ_{HMH} bylo dosaženo pro variantu PEEKové rozpěrky s bioinertní povrchem, kdy maximum redukovaného napětí σ_{HMH}^{max} určeného v těžišti elementů obratle C3 dosáhlo hodnoty 55.8 MPa a v těžišti elementů obratle C4 dosáhlo hodnoty 30.1 MPa . Hodnota procenta elementů 13.2% u dané varianty, v jejichž těžišti byla překročena první hladina redukovaného napětí σ_{HMH} , dále dokládá průřezově nezanedbatelně vyšší mechanické zatížení, než v případě implantátu z titanové slitiny a bioaktivním povrchem. V posledním zmíněném případě dosáhlo maximum redukovaného napětí σ_{HMH} kostní tkáně obratle C3 hodnoty 14.6 MPa a kostní tkáně obratle C4 hodnoty 12.8 MPa . Neméně zajímavé je i porovnání hodnoty procenta elementů, v jejichž těžišti byla překročena první hladina redukovaného napětí σ_{HMH} . Zde se pro obratel C3 dostáváme na hodnotu 3.36% a pro obratel C4 na hodnotu 2.89%.

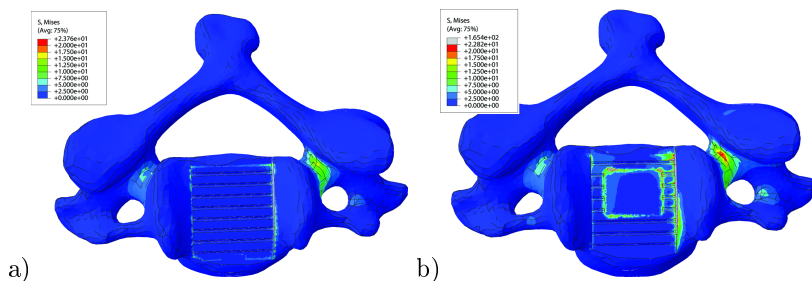


Obrázek 13: Histogramy relativních četností redukovaného napětí σ_{HMH} [MPa] pro případ meziobratlové rozpěrky vyrobené z titanové slitky s bioaktivním nástřikem. V histogramu je dále zanesena maximální dosažená hodnota redukovaného napětí σ_{HMH}^{max} a procento elementů s hodnotou redukovaného napětí v těžišti přesahující první hladinu. Horní histogram je určen krčnímu obratli C3 a dolní histogram je určen krčnímu obratli C4.



Obrazek 14: Histogramy relativních četností redukovaného napětí σ_{HMH} [MPa] pro případ meziobratlové rozpěrky vyrobené z PEEKu s bioinertní povrchem. V histogramu je dále zanesena maximální dosažená hodnota redukovaného napětí σ_{HMH}^{max} a procento elementů s hodnotou redukovaného napětí v těžišti přesahující první hladinu. Horní histogram je určen krčním obratli C3 a dolní histogram je určen krčním obratli C4.

Výše popsané kvantitativní rozdíly mezi jednotlivými vyšetřovanými variantami lze kvalitativně posoudit i z map rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} krčních obratlů (viz Obr. 15). Předně je jasně patrný rozdíl v přenosu sil mezi případem implantátu s bioaktivním povrchem umožňujícím osseointegraci, kdy lze pozorovat rovnoměrné rozložení napětí se špičkami napětí pouze kolem půdorysu rozpěrek, oproti případu rozpěrky s bioinertním povrchem, kdy lze pozorovat koncentraci napětí na straně, v jejímž směru je konána lateroflexe a odlehnutí rozpěrky na straně druhé.



Obrázek 15: Mapa rozložení redukovaného napětí σ_{HMH} [MPa] pro variantu meziobratlového implantátu vyrobeného z: a) titanové slitiny s bioaktivním povrchem a b) PEEKu s bioinertním povrchem. Zobrazen pouze krční obratel C4.

Diskuse a závěr

Cílem této parametrické numerické studie bylo posouzení vlivu rozdílné bioaktivity povrchu a tuhosti materiálů, používaných při výrobě meziobratlových rozpěrek určených pro fúzi těl krčních obratlů, na mechanické zatížení přilehlé kostní tkáně obratlových těl. Porovnávány byly dvě materiálové varianty stejného implantátu, titanová slitina s bioaktivním povrchem a bioinertní polymer PEEK.

Z výsledků provedených analýz je zřejmé, že nejméně příznivou variantou z vyšetřovaných je případ, kdy meziobratlová rozpěrka je vyrobena z PEEKu s bioinertním povrchem. Tento povrch není schopen přenést tahové síly a je příčinou vzniku mikro-pohybů mezi kostní tkáně obratle a implantátem. Důsledkem těchto mikro-pohybů je lokalizovaný přenos zatížení, jenž má vyšší vliv na globální napjatosti kostní tkáně krčních obratlů než řádově 30x nižší příznivá tuhost PEEKu, která je

blízká tuhosti kostní tkáně. Rozdílnou situaci lze pozorovat v případě aplikace rozpěrky, jež byla vyrobena z titanové slitiny s bioaktivním povrchem. Bioaktivní povrch, který umožňuje osseointegraci, a tím i přenos tahových sil rozhraním implantát - kostní tkáň, má za následek rovnoměrný přenos sil tímto rozhraním, který dle provedených analýz vede ke globálnímu snížení napjatosti kostní tkáně krčních obratlů, což může mít příznivý vliv na dlouhodobé přežití implantátu.

Při interpretaci předložených výsledků je třeba mít na paměti, že matematický model obsahoval řadu zjednodušení (definice vazů, interakce bioaktivních a bioinertních povrchů s kostní tkání, statické zatížení). Cílem ovšem nebylo kvantifikovat absolutně napjatost kostní tkáně krčních obratlů pro dané případy, ale provést parametrickou studii s cílem vzájemně porovnat přínos příznivé tuhosti implantátů vzhledem k bioaktivitě jejich povrchů.

3 Závěr

Rozvoj technologických možností výroby a komplexnost implantabilních zdravotnických prostředků, spolu s rostoucími nároky pacientů na kvalitu aktivního života po implantaci umělých náhrad, s sebou nese zvýšené nároky kladené na zajištění životnosti a spolehlivosti těchto náhrad. Ve výše prezentovaných textech byly ukázány některé ze specifických aspektů, které přímo ovlivňují nejen životnost a optimální funkci náhrad, ale i zatížení okolních tkání. Implantabilní zdravotnické prostředky jsou speciální produkty, ke kterým je potřeba přistupovat poněkud odlišně, než jak je přistupováno ke "klasickým" strojírenským dílům. Pravděpodobně nejvýraznější odlišnost je ve způsobu hodnocení životnosti náhrad a jejich optimální funkce. V oblasti zdravotnických prostředků může paradoxně dojít k selhání implantátu i bez jeho poškození či ztráty jeho funkčnosti.

Jak bylo uvedeno výše, jedním z nejvýznamnějších faktorů, který ovlivňuje životnost implantátů je způsob jejich implantace. Každý implantát je navržen pro určitý způsob a velikost namáhání. Jiná než optimální pozice náhrady po implantaci vede k odlišnému způsobu zatížení, kdy i malá odchylka od optimální pozice s sebou nese dramatický nárůst velikosti působícího zatížení. K nárůstu zatížení dochází nejen u vlastního implantátu, ale i v okolních tkáních, což může vést k dalším zdravotním problémům či přímo k selhání implantátu. Přesto v odborné literatuře dosud nebyla publikována odborná studie, ve které by byl na dostatečně velkém souboru případů hodnocen vliv jiné než optimální pozice implantátu na jeho selhání a zatížení okolních struktur.

Pro maximální možnou eliminaci rizika zavedení implantátů do jiné, než optimální pozice, se každý výrobce snaží vyvinout spolu s implantátem vhodné instrumentárium, které zaručí co nejpřesnější zavedení implantátu do optimální pozice. Současně lékaři procházejí instruktáží a nácvikem operačního výkonu tak, aby získali co největší jistotu a rutinu při operačním výkonu. Přesto nelze s ohledem na individualitu každého konkrétního pacienta riziko spojené s nepřesnou implantací eliminovat úplně. Z těchto důvodů jsem svůj výzkum zaměřil na možnosti identifikace více či méně rizikových pozic vybraných implantátů, které by měl operátor během implantace zohlednit a tím zvýšit životnost použitých náhrad. Tento přístup ve kterém byly využity možnosti, které s sebou přináší MKP simulace jsem použil ve spolupráci s řadou klinických specialistů při řešení několika grantových projektů a vývoji nových implantátů.

Literatura

- [1] <http://cs.wikipedia.org/>.
- [2] T. Bouda and Z. Horák. Numerická analýza posteriorního fixačního systému. *Bulletin of Applied Mechanics*, 5(20):73–77, 2009.
- [3] Z. Folta. *Příspěvek k navrhování strojních součástí na základě vyhodnocení provozního zatížení*. Habilitační práce. Vysoká škola báňská, Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, ČR, 2004.
- [4] Z. Horák, M. Hrubina, and V. Džupa. Biomechanical analyses of proximal femur osteosynthesis by dhs system. *Bulletin of Applied Mechanics*, 7(27):60–65, 2011.
- [5] Z. Horák, P. Kubový, M. Stupka, and J. Horáková. Biomechanical factors influencing the beginning and development of osteoarthritis in the hip joint. *Wiener Medizinische Wochenschrift*, 161(13-17):1–7, 2011.
- [6] Z. Horák, M. Vlček, and I. Landor. Biomechanická analýza osteosyntézy distálního konce vřetenní kosti. *Bulletin of Applied Mechanics*, 6(24):66–70, 2010.
- [7] J.H. Keyak and Y. Falkinstein. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Medical Engineering & Physics*, 25:781–787, 2003.
- [8] N. Krayenbuhl, C. Schneider, H. Landolt, and J. Fandino. Use of an empty, plasmaporecovered titanium cage for interbody fusion after anterior cervical microdiscectomy. *Journal of Clinical Neuroscience*, 15:11—17, 2008.
- [9] M. Ruzicka, M. Hanke, and M. Rost. *Dynamická pevnost a životnost*. Ediční středisko ČVUT, Praha, ČR, 1987.
- [10] P. Tichý, Z. Horák, and J. Šindelářová. Vliv laminektomie na stabilitu bederní páteře. *Bulletin of Applied Mechanics*, 5(19):60–65, 2009.
- [11] C.C. Wigfield and R.J. Nelson. Nonautologous interbody fusion materials in cervical spine surgery: how strong is the evidence to justify their use? *Spine*, 26:687—94, 2001.

- [12] H.J. Wilke, A. Kettler, C. Goetz, and L. Claes. Subsidence resulting from simulated postoperative neck movements: an in vitro investigation with a new cervical fusion cage. *Spine*, 25:2762–2770, 2000.
- [13] N. Yoganandan, S. Kumaresan, and F.A. Pintar. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122:623—630, 2000.
- [14] N. Yoganandan, S. Kumaresan, and F.A. Pintar. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc. *Medical Engineering & Physics*, 28:534–541, 2006.
- [15] T.A. Zdeblick and F.M. Phillips. Interbody cage device. *Spine*, 28:S2–S7, 2003.

Životopis

Ing. Zdeněk Horák, Ph.D.

Osobní údaje:

Jméno a příjmení, titul: Ing. Zdeněk Horák, Ph.D.
Adresa: Vágnerova 1039/1, 197 00, Praha 19
Datum a místo narození: 16. dubna 1976 v Táboře

Vzdělání:

2001 - 2008 České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní,
obor: Biomechanika, titul: **Ph.D.**
1996 - 2001 České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní,
obor: Biomed. a rehab. inženýrství, titul: **Ing.**
1990 - 1996 Střední odborné učiliště strojírenské Sezimovo Ústí II,
obor: Mechanik seřizovač NC strojů

Pedagogická činnost:

přednášky Biomechanika III, Aplikace metody konečných prvků,
Metoda konečných prvků 0, Metoda konečných
prvků, Biomechanika a biomateriály
cvičení Modelování konstrukcí MKP, Metoda konečných
prvků pro biomechaniku, Pružnost a pevnost I, Pruž-
nost a pevnost II
vedení prací bakalářské, diplomové a disertační práce

Odborná problematika:

Biomechanika svalově kosterního systému člověka a jeho náhrad, struk-
turální analýzy MKP, návrh a konstrukce implantabilních zdravotnic-
kých prostředků, zpracování obrazových dat, dentální biomechanika,
forenzní biomechanika, soudní znalec.

Publikační činnost:

publikace v časopisech s IF	celkem: 7, H-index: 3
publikace v časopisech	celkem: 14
skripta	celkem: 1
kapitola v knize:	celkem: 2
stať ve sborníku	celkem: 78
užité vzory a patenty	celkem: 8
prototypy	celkem: 5

Členství ve společnostech a radách:

Česká společnost pro biomechaniku	člen výboru společnosti
Grantová agentura ČR	člen hodnotícího panelu 101
European Society of Biomechanics	člen
International Society of Biomechanics	člen

Dosud řešené granty:

TA01010860: Řešení problematiky náhrady meziobratlového disku s využitím moderních poznatků, inženýrských metod a progresivních technologií. (2011-2015), *spoluřešitel*

NT14505: Analýza defektů viscerální pánevní fascie. (2013-2015), *spoluřešitel*

NT14189: Neočekávané komplikace ortodontických fixních retainerů. (2013-2015), *spoluřešitel*

GA106/07/0023: Aplikace syntetických biomateriálů pro náhrady obličejové části skeletu lebky. (2007-2009), *člen řešitelského týmu*