



INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

Svratka, Česká republika, 9. - 12. května 2005

INVESTIGATION OF CONTACT PRESSURE DEVELOPMENT IN THE SYSTEM CERVICAL IMPLANT – BONE

M. Klement*, T. Hruš*

Summary: *This paper deals with investigation of contact pressure development in contact area between titanium cervical implant (Tibon) and cervical vertebrae. Material of bone tissue is for the first approach assumed as isotropic and linear elastic. The solution is assumed for real load conditions. The problem is solved by the Finite Element Method (FEM) using software package ANSYS 7.1.*

1. Úvod

Krční páteř tvoří prvních sedm obratlů páteře. Mezi každými dvěma obratli (s výjimkou prvního a druhého) je lehký gelový polštářek, který se nazývá meziobratlový disk. Ten drží obratle u sebe a zároveň plní funkci jakéhosi tlumiče rázů. Většina problémů krční páteře je zapříčiněna degenerativními změnami tohoto disku. Jedním z možných problémů je vyřeznutí meziobratlového disku a tlak na nervy v páteřním kanálku nebo přímo na míchu samotnou. To má za následek necitlivost nebo nepohyblivost horních končetin a bolest krční páteře.

Tento problém se odstraní chirurgicky přední krční discectomií. Jedná se o zákrok, při kterém se odstraní meziobratlový disk, zdroj problému. Na jeho místo se umístí titanový implantát (Tibon) který zajistí spojení (fúzi) krčních obratlů. Tím dojde k pevnému spojení obratlů namísto kloubového. Cílem příspěvku je poznat velikost a průběhy tlaků v kontaktních plochách tohoto systému. Problém je řešen pomocí softwarového prostředí ANSYS 7.1.

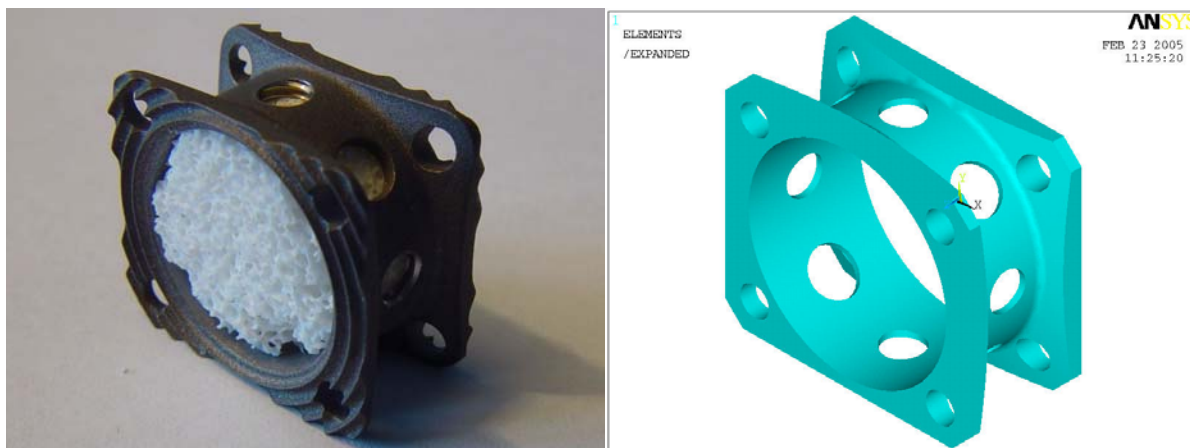
2. Řešení problému

Jako předloha pro tvorbu 3D CAD modelu posloužil implantát pod obchodním názvem Tibon Large 8 (Obr.1) o charakteristických rozměrech 15 x 17 x 8 mm. Tělo implantátu tvoří válec mezikruhového průřezu. Na jeho čelech jsou dosedací plochy obsahující kruhově ekvidistantní drážky. Dosedací plochy mají zaoblené hrany a stejně jako válcové tělo, obsahují díry. CAD model (Obr.1) oproti skutečnému tvaru doznal jistých zjednodušujících úprav pro FEM výpočet. Dosedací plochy byly zbaveny drážkování a zaoblení bylo

* Ing. Milan Klement, Dr. Ing. Tomáš Hruš: Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti, Fakulta strojní, Technická univerzita v Liberci; Hálkova 6; 461 17 Liberec 1; tel.: +420 485 354 148; e-mail: milan.klement@vslib.cz, tomas.hrus@vslib.cz

nahrazeno sražením hran. Dále bylo vzhledem k rovinám symetrie přistoupeno k tvorbě 1/8 těla implantátu.

Tento upravený model byl načten do prostředí ANSYS 7.1 a k němu dotvořeny objemy, představující tělo obratle. Pro první přiblížení, bylo tělo kosti uvažováno jako válec s rovinnými čely a mechanickými parametry kortikální kosti (Tab.1). Implantátu byly přiřazeny materiálové vlastnosti Titanové slitiny Ti6Al4V (Tab.1). Oba materiály byly uvažovány jako izotropní a lineárně elastické. Následně byla vytvořena konečně prvková síť (Obr.3) s parametry uvedenými v Tab.2. Pro tvorbu sítě byl použit prvek SOLID92 (3D deseti uzlový čtyřstěnný prvek), dobře se hodící pro složitější tvary z CAD. Pro tvorbu kontaktní sítě ve stykové ploše kost-implantát bylo použito prvků CONTA174 (3D osmi uzlový Surface-to-Surface Contact) a TARGE170 (3D Target Segment).



Obr. 1: Obrázek reálného implantátu (vlevo), CAD model implantátu (vpravo)

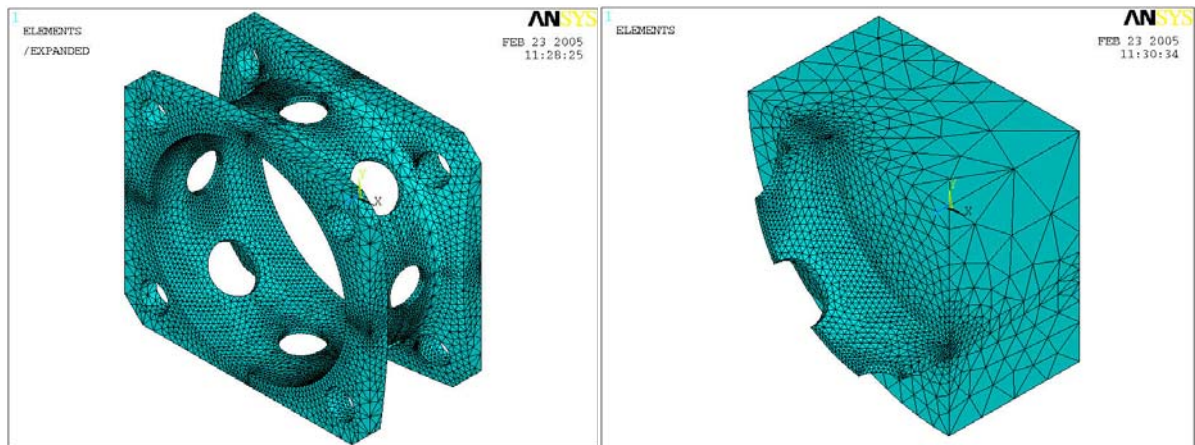
Silové okrajové podmínky byly zadány ve formě tlaku na plochu čela obratle, o velikosti 0.12 MPa ve směru kolmém na dosedací plochy obratle. Hodnota tlaku odpovídá statické zátěži od lidské hlavy. S tímto zjednodušujícím předpokladem silového zatížení byly rovněž zadány geometrické symetrické okrajové podmínky na příslušné plochy. V kontaktních plochách byl uvažován součinitel tření o velikosti 0.3.

Tab. 1: Tabulka mechanických vlastností použitých materiálů

	Kost (kortikála)	Implantát (Titan)
Youngův modul E [MPa]	1.4×10^4	10.8×10^4
Poissonova konstanta μ [-]	0.3	0.3
Součinitel tření f [-]	0.3	

Tab. 2: Tabulka parametrů sítě

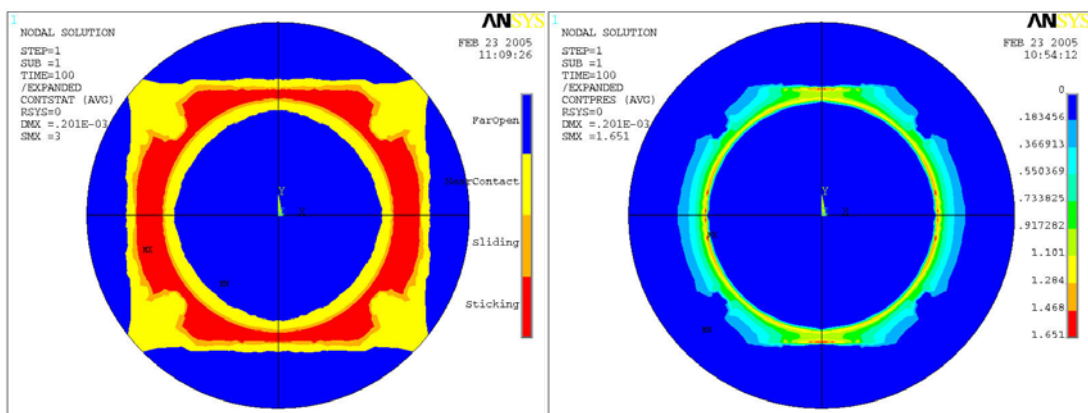
	Kost (kortikála)		Implantát (Titan)	
Tlakové zatížení [MPa]	0.12			
Počet elementů 1/8 sítě	(SOLID92)	19 537	(SOLID92)	9 420
Počet kontak. elementů 1/8 sítě	(CONTA174)	1 243	(TARGE170)	479



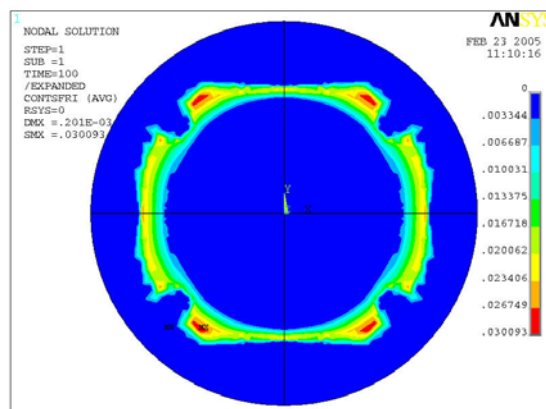
Obr. 2: Obrázek sítě celého implantátu (vlevo), obrázek 1/8 sítě systému (vpravo)

3. Výsledky

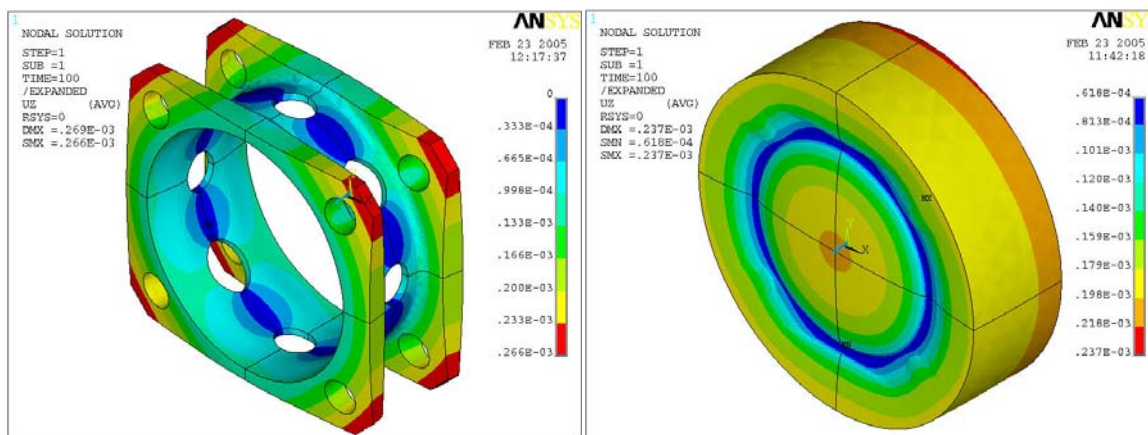
Z povahy řešeného problému bylo možno očekávat následující výsledky. Z osového zatížení bylo zřejmé, že rovinná plocha implantátu nezůstane v kontaktu celá. Zároveň jsme předpokládali, že největší kontaktní tlak bude blíže k vnitřnímu průměru těla implantátu. Provedená FEM analýza tyto předpoklady potvrdila. Stav kontaktní plochy (Obr.3) ukazuje plochy, které jsou mimo kontakt, které jsou blízko kontaktu, které po sobě kloužou, a které jsou v kontaktu. Dále jsou z výsledků analýzy patrná rozložení kontaktních tlaků (Obr.3) a smykových napětí v kontaktní ploše (Obr.4). Tyto parametry ovlivní reakci živé kosti, například její remodelaci.



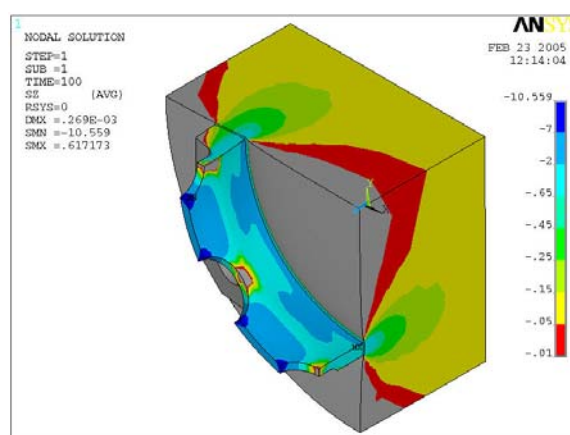
Obr. 3: Výsledný průběh stavu v kontaktní ploše (vlevo), průběh kontaktních tlaků (vpravo)



Obr. 4: Výsledný průběh smykových napětí v kontaktní ploše



Obr. 5: Průběh deformace v osovém směru (Z), vlevo implantát vpravo obratel



Obr. 6: Výsledný průběh napětí v osovém směru 1/8 systému

4. Závěr

Cílem této práce bylo vyšetření interakce mezi implantátem a kostí, respektive rozložení kontaktních tlaků ve styčné ploše tohoto systému. Analýza poskytla informaci o chování systému z mechanického hlediska. Výsledky tohoto zjednodušeného výpočtu poskytly náměty a otázky pro řešení jiných zatěžujících stavů v tomto systému a pro tvarovou optimalizaci implantátu. Výsledky zároveň naznačují možný směr zpřesňování výpočtového modelu jak z hlediska geometrického popisu, tak i popisu mechanických vlastností použitých materiálů.

5. Poděkování

Tato práce byla zpracována za laskavé hardwarové a softwarové podpory výpočetního uzlu Nympha ZČU Plzeň, projektu METACentrum.

6. Literatura

- Adam,C.J., Pearcy, M.J., McCombe,P.(2001) *Stress analysis of interbody vision-a finite element mythology for modelling the inter-vertebral implant and vertebral body.* Queensland University of technology, Birsbane, Australia.
- Bernakiewicz, M., Viceconti, M., Toni, A. (2001) *Investigation of the influence of periprosthetic fibrous tissue on the primary stability of uncemented hip prostheses.* Science and Supercomputing at CINECA.
- Valenta, J. a kol.(1985) *Biomechanika.* ACADEMIA, Praha.