



Národní konference s mezinárodní účastí
INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2002

13. – 16. 5. 2002, Svratka, Česká republika

VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ PÁTEŘNÍHO PRVKU S APLIKOVANÝM FIXÁTOREM

Marcela ŠLECHTOVÁ¹

Abstrakt

Příspěvek se zabývá deformačně - napjatostní analýzou páteřního prvku s aplikovaným krčním fixátorem. Deformačně - napjatostní analýza je řešena výpočtovým modelováním metodou konečných prvků. Dílčí výpočty jsou řešeny pomocí výpočtového systému ANSYS 5.7. V závěru příspěvku je zhodnocen současný stav rozpracování a naznačen další postup prací.

Klíčová slova

biomechanika, páteřní fixátor, krční páteř, výpočtové modelování

Úvod

Páteř je v dnešní době jednou z nejvíce postižených částí lidského těla. Omezení normálního života pacienta při poškození páteře je vždy významné. Ošetřování defektů páteře prodělalo v posledních 15 letech velkou kvalitaativní změnu. Příčinou bylo zavedení CT do klinické praxe a propracování techniky stabilní vnitřní fixace v oblasti krční i thorakolumbální páteře, zejména pak použití šroubů a páteřních fixátorů.

Páteřních fixátorů existuje celá řada typů a stále se objevují nové. Problematické je hodnocení a srovnání jednotlivých typů fixátorů z hlediska jejich působení na okolní kostní tkáň. Mechanické poměry v oblasti stykových ploch závitů šroubu nelze zjistit experimentálně a proto je třeba dělat výpočtové modelování daného problému.

Výpočtové modelování je zaměřeno především na určení stykových tlaků mezi jednotlivými částmi páteřní jednotky s fixátorem. Jedním z řešených fixátorů na Ústavu mechaniky těles je unikortikální fixátor Cervi-Lok. K výpočtovému modelování je použit výpočtový systém ANSYS 5.7.

Cílem práce je vytvořit model soustavy fixátor-kost, na kterém bude provedena deformačně napjatostní analýza, jejíž výsledky mají přispět k možnosti porovnání fixátorů

¹Ing. Marcela ŠLECHTOVÁ, Fakulta strojního inženýrství, VUT v Brně, Technická 2, 616 69 Brno, tel.: 05/ 4114 2874, e-mail: slechta@umtn.fme.vutbr.cz

z hlediska ztráty stability (povolení matice šroubu, degradace kosti v těsném okolí šroubu) a působení na okolí. Na základě získaných výsledků by bylo možno posoudit rozsah následné pohyblivosti pacienta a vymezit rizikové stavy v jeho dalším životě.

Analýza problému

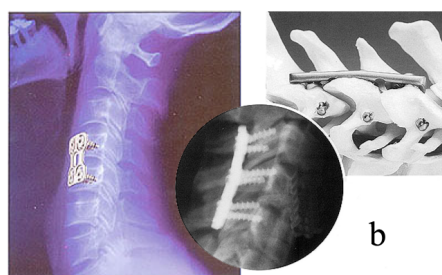
Cílem léčby poškozené páteře je podle lékařů [5] obnovení její nosné, pohybové a protektivní funkce včetně "obnovení" resp. zachování funkce nervových struktur. Principem operační léčby je dosažení repozice, trvalé stabilizace a v případě útlaku nervových struktur dekomprese. Repozicí rozumíme obnovení normálního vzájemného vztahu jednotlivých obratlů nebo obnovení tvaru obratlového těla.

U páteře, na rozdíl od dlouhých kostí, není přímá osteosyntéza úlomků možná. Většinou jde o tzv. osteosyntézu přemostňující, tzn., že přemostňuje poraněný obratel a spojuje obratle zdravé. Osteosyntézu na páteři dělíme na přední a zadní. U přední používáme k ukotvení implantátu obratlová těla, u zadní pak oblouky, pedikly, kloubní, příčné a trnové výběžky.

Žádný implantát však nemůže zajistit trvalou stabilizaci (platí obecně pro jakoukoli kost). To je možné jen díky zhojení zlomeniny. Trvalého zhojení obratlového těla dosáhneme buď jeho náhradou kostním štěpem nebo pomocí transpedikulární spongioplastiky (tříštvrté zlomeniny). Po zhojení obratlových těl se obnoví nosná funkce páteře. Páteřní fixátory můžeme rozdělit podle použitelnosti na jednotlivé části páteře.

Podle přístupu při operaci na, viz Obr. 1:

- anteriorní fixátory-pro přední přístup
- posteriorní fixátory-pro zadní přístup



a anteriorní fixátor (Cervi-Lok)
b posteriorní fixátor (Roy-Camille)

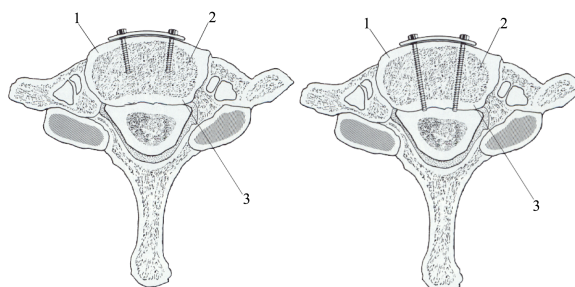
Obr. 1: Modelovaná soustava

Podle délky šroubů a podle počtu kortikálních vrstev kterými procházejí, viz Obr. 2:

- unikortikální: mají relativně krátké šrouby které procházejí jednou kortikální vrstvou
- bikortikální: procházejí oběma kortikálními vrstvami a končí v páteřním kanále

Z hlediska klinické praxe je největším problémem uvolnění fixátoru (jeho šroubů) čímž dochází k jeho selhání, mechanického hlediska můžeme o tomto problému usuzovat na základě kontaktních poměrů ve stykových plochách.

Výpočtové modelování je proto zaměřeno především na určení stykových tlaků mezi jednotlivými částmi páteřní jednotky s fixátorem.



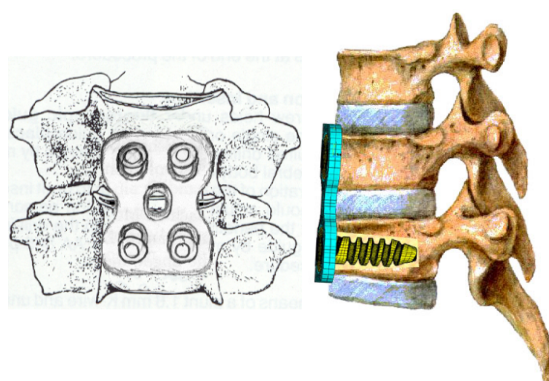
1... První kortikální vrstva obratle
2... Spongiózní kost
3... Druhá kortikální vrstva obratle

Obr. 2: Unikortikální a bikortikální fixátor

Analýza objektů

Řešená soustava fixátoru s kostí se skládá z následujících objektů:

- Obratel složený ze dvou vrstev:
 - Kortikální vrstva
 - Spongiosní vrstva
- Fixátor (Cervi-Lok), ten se skládá:
 - fixační destička
 - 4 šrouby
 - 4 matice



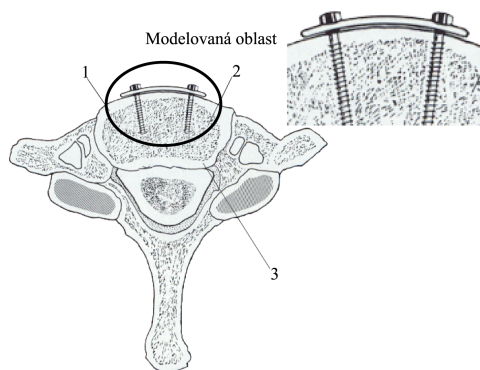
Obr. 3: Fixátor Cervi - Lok

Modelované části

Modelování celého obratle v jeho anatomické podobě je možné, ale z hlediska našeho problému není nutné. Řešíme kontaktní poměry mezi plochami šroubů fixátoru, proto je modelován pouze příčný segment obratle.

Fixátor Cervi-Lok je unikortikální a patří do skupiny anteriorních (předních) fixátorů. Unikortikální znamená, že šrouby jsou relativně krátké a procházejí pouze jednou vrstvou kortikální kosti obratle. Tento fixátor bývá aplikován krkem tedy do anteriorní (směrem do těla) části těla obratle (corpus vertebrae).

Z výše uvedených faktů plyne, že nutnou modelovanou částí je segment těla obratle s jednou kortikální vrstvou. A odpovídající část meziobratlové ploténky viz Obr. 4.



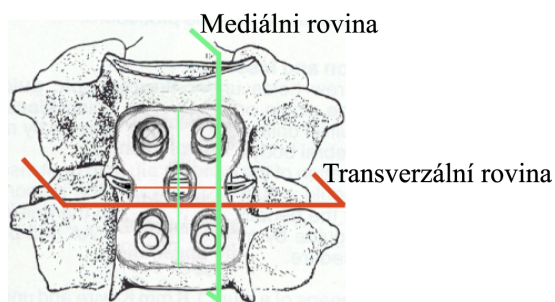
- 1.. První kortikální vrstva obratle
- 2.. Spongiosní kost
- 3.. Druhá kortikální vrstva obratle

Obr. 4: Modelovaná část soustavy

Geometrie modelu

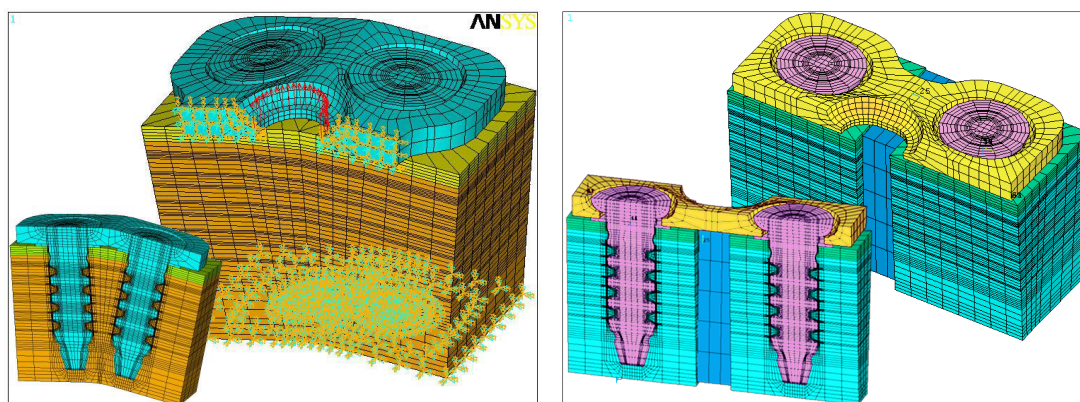
Vstupem pro tvorbu modelu byl 20x zvětšený sejmutý profil závitu šroubu a fixátor. Modelování spočívalo ve vytvoření 3D modelu částí sestavy a to model destičky fixátoru, model šroubu s maticí a model příčných částí krčního obratle. Jednotlivé části sestavy jsou rozděleny na dílčí objemy, na nich je vytvořena síť elementů.

Při aplikaci fixátoru je vytvořena symetrická soustava. Při modelování proto výhodně využíváme následujících rovinných symetrií. Pro model silově zatížený je řešena polovina fixátoru se dvěma šrouby v jednom obratli po řezu transversální rovinou těla. Pro deformačně zatěžovaný model je modelována polovina se dvěma šrouby ve dvou obratlích po řezu mediální rovinou těla viz Obr. 5.



Obr. 5: Schéma využití rovinné symetrie

Pro počáteční zkoumání, které je součástí úvodní studie, byl použit zjednodušený model šroubu. Místo profilované šroubovice bylo použito profilované mezikruží, zjednodušení bylo použito z důvodu značného snížení výpočetní náročnosti. Celý model je modelován 3D prvky (SOLID 45).



(a) Model pro silové zatížení

(b) Model pro deformační zatížení

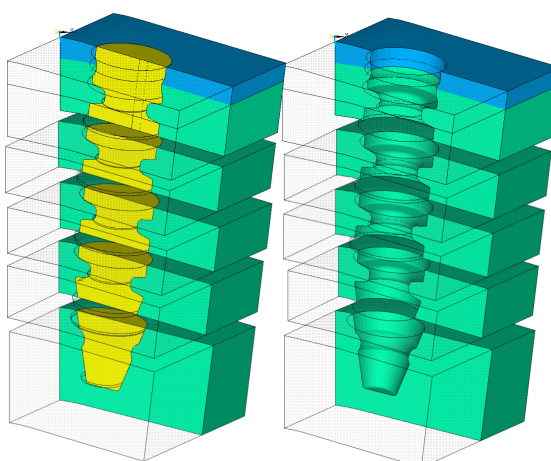
Obr. 6: Celkové modely

Sestava je při silovém zatěžování podrobena zatížení simulujícímu vytrhávání fixátoru z obratle (Obr 6.). Tuto zátěž tvoří soustava sil působící na středový otvor fixační destičky kolmá na frontální rovinu těla jdoucí ventrálně (z obratle do těla). Vzájemný styk mezi šroubem a kostí je realizován pomocí kontaktních elementů (CONTA 174), kde je předepsán symetrický kontakt bez tření.

Při výpočtech deformačního zatížení je modelována výše uvedená polovina soustavy se dvěma obratli (Obr 6.). Programový systém umožňuje pomocí posuvů modelovat deformačním zatížení prakticky všechny základní druhy pohybů. Primární funkcí fixátoru je znehybnění fixovaných obratlů. Proto jsou uvnitř soustavy modelovány malé pohyby (kolem 0.01°). Navíc u soustavy fixátor - kost, bez patologických změn, nepředpokládáme větší než minimální deformace.

Modelován je sklon hlavy rovnoběžný s mediální rovinou kolem osy otáčení, kterou tvoří průsečnice transversální a frontální roviny v úrovni krku. Toto odpovídá fyziologickému předklonu hlavy. Vzájemný styk mezi šroubem a kostí je realizován stejně jako u modelu silově zatíženého.

Detailní výpočty kontaktních poměrů ve stykových plochách šroubu a kostní tkáni obratle byly realizovány pomocí submodelů. Pomocí submodelování můžeme vypočtené posuvy a deformace z celkového modelu načíst jako vstupní údaje a okrajové podmínky do jednotlivých submodelů.



Obr. 7: Schéma jednotlivých submodelů

Získané výsledky (posuvy a deformace) z výše popsaných celkových modelů byly použity jako vstup pro detailní řešení kontaktních poměrů v jednotlivých submodelech. Submodely jsou vytvořeny z jednotlivých mezikruží šroubu a okolní kosti (Obr. 7)

Okolní svaly, vazy a další tkáňové struktury nejsou na této úrovni podstatné. Model konečných prvků celého výše popsaných modelů má velký počet prvků a rovnic (např. model pro silové zatížení má 97756 prvků SOLID 45 a 97189 uzlů) proto byly výpočty velmi náročné na techniku a čas.

Materiálové vlastnosti modelu

Na úrovni úvodní studie bylo uvažováno složení kostní tkáně z kortikální a spongiosní vrstvy. Na povrchu se nachází vrstva tuhé corticalis o proměnné tloušťce 1 - 2 mm a uvnitř se nachází poddajná kostní tkáň spongiosa. Přestože spongiózní a kortikální kost spadají jednoznačně do kategorie nehomogenních a anizotropních materiálů, byly s ohledem na fakt, že jde o nejjednodušší vstupní model modelovány jako homogenní izotropní lineárně pružné kontinuum. Výše uvedené zjednodušení bylo použito již dříve při řešení jiných biomechanických problémů [1]. Modelované materiálové vlastnosti viz Tab. 1

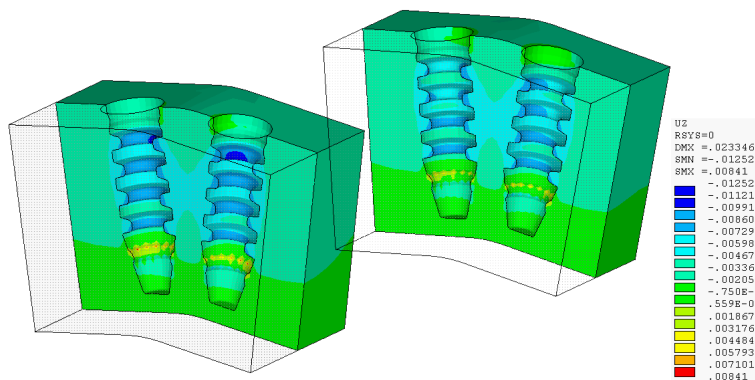
Šroub i destička jsou vyrobeny ze slitiny titanu. Tento materiál vyhovuje jednak svými mechanickými [2] vlastnostmi a také vyhovuje požadavkům biokompatibility.

Materiál, tkáň	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ
Corticalis	15 000	0.30
Spongiosa	2 000	0.30
Náhrada ploténky	2 00	0.30
Titanová slitina	110 000	0.34

Tab. 1: Modelované mechanické vlastnosti materiálů modelu

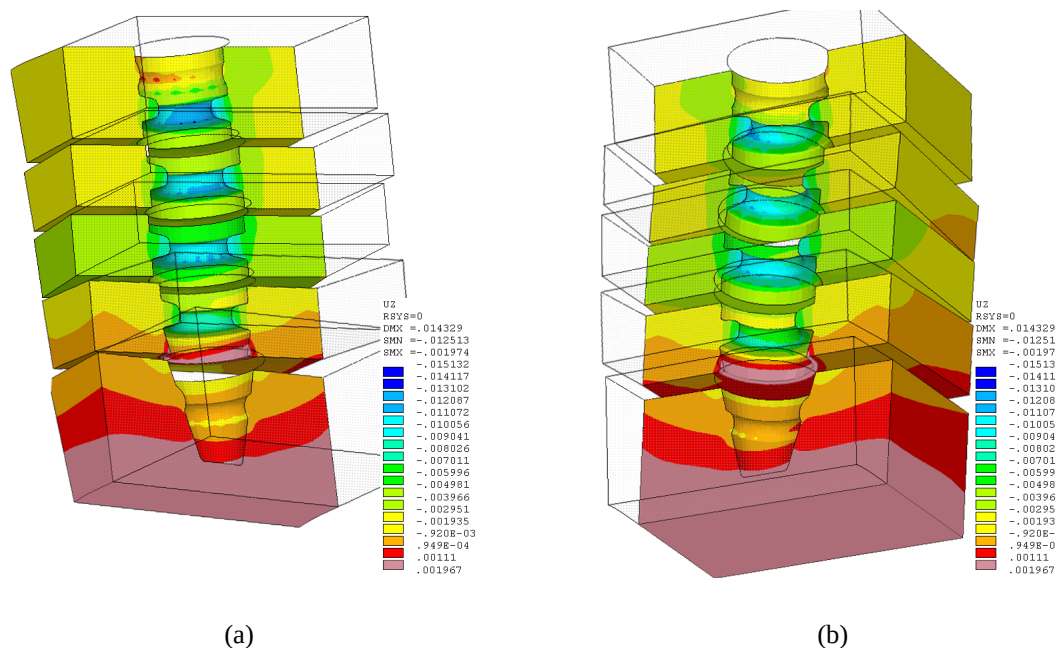
Ukázka výsledků řešení

Na celkovém konečnoprvkovém modelu se silovým zatížením byla provedena deformačně - napjatostní analýza, za účelem zjištění deformace celé sestavy. Deformace soustavy je patrná z Obr. 8 pro názornost je zobrazen posuv kostiv ose z. U celkového modelu vychází maximální posuvy kosti v úrovni pátého mezikruží. Z výsledků plyne, že se při modelovaném zatížení nejvíce pohybují spodní konce šroubů.

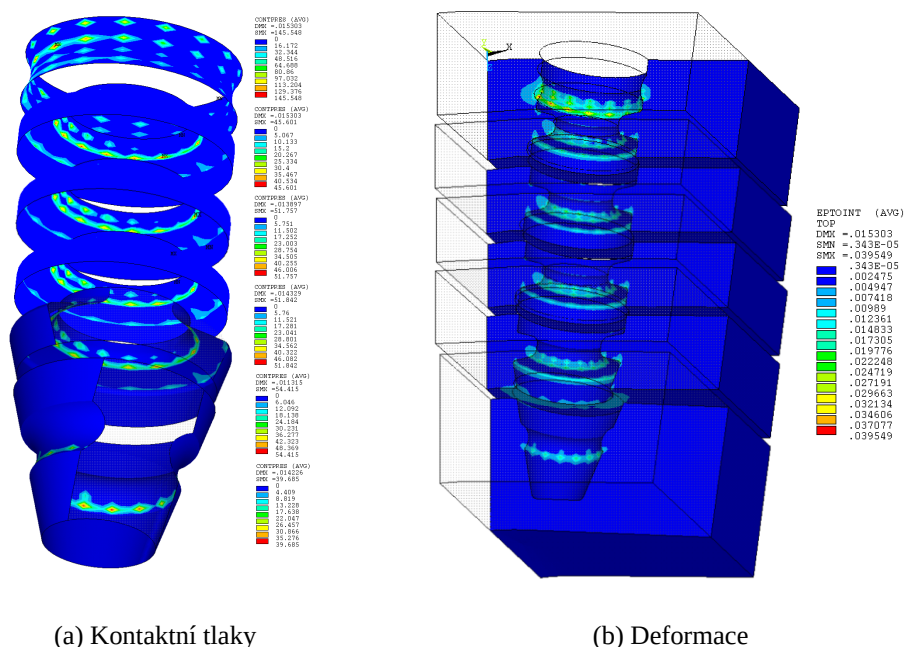


Obr. 8: Posuvy kosti

Zjištěné posuvy byly dosazeny jako okrajové podmínky do jednotlivých submodelů a i na těchto modelech byla provedena deformačně napjatostní analýza. Kromě deformace zjišťované pomocí posuvu a deformovaných sítí byly zjišťovány také kontaktní poměry mezi šrouby a kostní tkání. Veličinou která popisuje interakce mezi kontaktními plochami je kontaktní tlak. Na Obr. 9 jsou zobrazeny posuvy kosti v jednotlivých submodelech (v ose z), na Obr. 10(a) a 10(b) je kontaktní tlak a deformace vypočtené pomocí submodelu I (horní mezikruží).



Obr. 9: Posuv kosti v submodelech

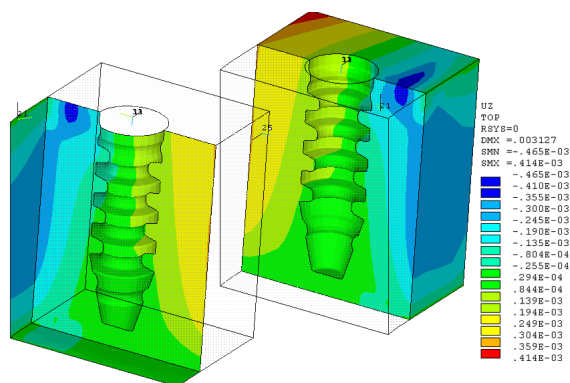


Obr. 10: Kontaktní tlaky a deformace

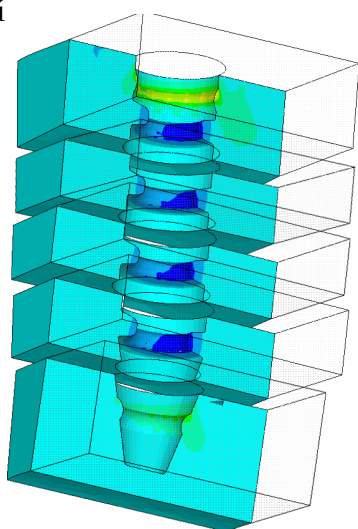
Z popsaného řešení můžeme učinit následující závěr. Maximální hodnoty deformací a kontaktních tlaků byly zjištěny v horní části soustavy (první a druhé mezikruží-submodel I). Další maxima byla zjištěna ve spodní části soustavy (submodel IV). Z takto zjištěných skutečností vyplývá, že maximální přenosy zatížení při vytrhávání fixátoru

z obrátle se uskutečňují v horní a ve spodní části šroubu. Toto rozložení lze zdůvodnit velkými rozdíly v modulech pružnosti materiálů kostní tkáně a šroubu.

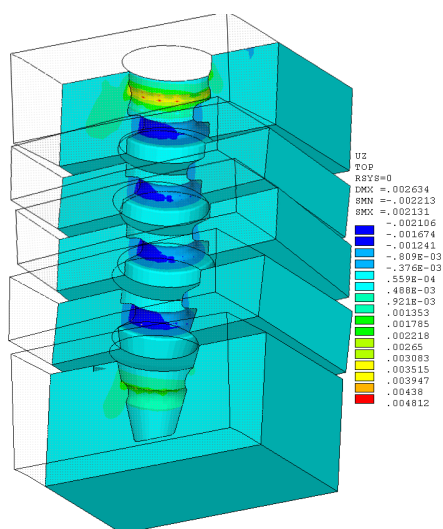
Z výše uvedeného modelu pro deformační zatížení, který byl zatížen deformací o úhel 0.01° byly zjištěny následující výsledky. Podle zadané deformace byly zjištěny posuvy celkového modelu Obr. 11. Ty jsou dosazeny do jednotlivých submodelů. U těch byly stejně jako u silově zatížených modelů kromě deformace, zjišťované pomocí posuvu Obr.12 a deformovaných sítí Obr.13(b), zjišťovány také kontaktní poměry Obr.13(a) mezi šrouby a kostní tkání



Obr. 11: Posuvy kosti

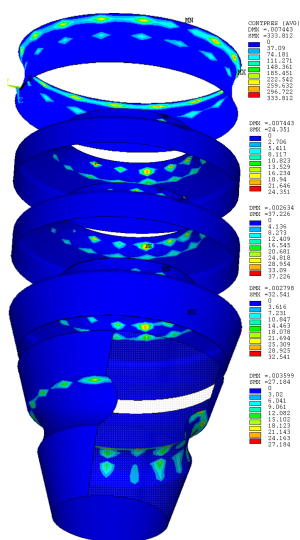


(a)

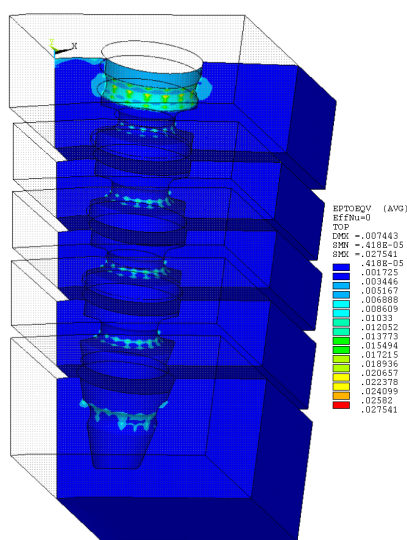


(b)

Obr. 12: Posuv kosti v submodelech



(a) Kontaktní tlaky



(b) Deformace

Obr. 13: Kontaktní tlaky a deformace

Maximální hodnoty zjišťovaných veličin byly zjištěny v horní části šroubu (submodel I). Kontaktní tlak v ostatních částech šroubu vykazuje zhruba desetkrát menší hodnoty než zjištěné maximum. Z těchto skutečností plyne, že maximální přenosy zatížení se odehrávají v horní části šroubu.

Na podkladě výsledků obou řešených variant můžeme za kritické místo modelované soustavy označit horní část šroubu v úrovni přechodu kortikály a spongiosy, kde u obou řešených variant dojde k maximálnímu přenosu zatížení. Lze říct, že nejvíce je při vzájemném pohybu částí soustavy namáhaná kortikální vrstva obratle.

Závěr

Byl vytvořen model páteřní jednotky s fixátorem, který umožňuje určení mechanických veličin (kontaktních tlaků) které jsou významné z hlediska klinických problémů v oblasti krční fixace (uvolňování šroubů, degradace kostních tkání mechanickým způsobem)

Tento model byl vhodným pro další studie umožňující srovnání mechanických veličin získaných výpočtovým a experimentálním modelováním. Pro detailnější zkoumání je v další fázi vytvořen model, který zachovává geometrii šroubu fixátoru. V současnosti je řešena možnost experimentálního modelování, které by mělo doplnit výsledky zjištěné výpočty.

Poděkování

Práce vznikla za podpory projektu MSM 26210024. Vysázena je pomocí L^AT_EX 2_ε.

Literatura

- [1] Valenta, J.: Biomechanika - Academica Praha - 1985
- [2] Sedláček, V.: Únava hliníkových a titanových slitin - SNTL Praha - 1989
- [3] Čihák, R.: Anatomie 1 - Avicentrum Praha - 1988
- [4] Šlechtová, M: Skelet 2002 - Praha - 2002 str. 74
- [5] <http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Traumatologie.htm> :
- Poranění páteře - Centrum výpočetní techniky lékařské fakulty MU
- [6] <http://www.unbr.cz/spinunit/> :
- Standardy léčení pro ČLS JEP - Úrazová nemocnice Brno