

COMPUTATIONAL MODELLING OF THE BACKBONE ELEMENT WITH APPLIED FIXATOR

M. Šlechtová¹

Summary: *A stress-strain analysis of a spinal element with applied cervical fixator is presented. The problem is solved by the finite element method using commercial software package ANSYS 5.7 and 6.1. The present state of elaboration as well as some interesting remarks for the future research in this area are highlighted in conclusion.*

1. Úvod

Páteř je jednou z nejdůležitějších částí lidského těla. Plní v lidském těle celkem tři funkce a to statickou (nese hlavu, hrudník a horní končetiny), dynamickou (umožňuje pohyb hlavy, hrudníku, pánve a končetin) a v neposlední řadě funkci ochrannou (chrání míchu a její kořeny). Krční páteř má rozsáhlou pohyblivost ve všech směrech, předčí tím všechny části těla. Je však velmi málo chráněna proti vnějšímu zatížení a tím je vystavena vysokému riziku poškození. Nesmíme také opomenout úzkou souvislost mezi poškozením krční páteře a následnými neurologickými komplikacemi.

Díky současným vyšetřovacím metodám, jako počítačové tomografii (CT) a magnetické rezonanci (MRI) a také díky vývoji nových operačních stabilizačních technik se stala operační léčba jednou z možností řešení nestabilních poranění páteře. Mohutný vývoj operačních technik s sebou nese i vývoj nových protetik. Hodnocení a srovnávání těchto protetik z hlediska jejich působení na okolní kostní tkáň je velmi problematické.

Nutno přiznat, že s použitím operačních technik může být spojeno mnoho komplikací. Mezi tyto komplikace patří např. biomechanické komplikace – prominence šroubů do přilehlých struktur, uvolnění fixace na různé úrovni, dále pak biochemické komplikace jako úbytek kostní tkáně či případné neurologické komplikace. Většina výše uvedených dílčích komplikací vede na reoperaci a tím zatěžuje pacienta. Řešení této problematiky je v analýze biochemických a biomechanických procesů probíhajících v oblasti poškozené páteře.

Výpočtové modelování je zaměřeno především na určení stykových tlaků mezi jednotlivými částmi páteřní jednotky s fixátorem. Jedním z řešených fixátorů 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 z hlediska jejich uvolnění (povolení matice šroubu, degradace kosti v těsném okolí šroubu) a působení na okolí.

¹Ing. Marcela Šlechtová: Ústav mechaniky těles; Fakulta strojního inženýrství VUT v Brně; Technická 2; 616 69 Brno tel.: +420 541 142 874, e-mail: slechta@umtn.fme.vutbr.cz

Na základě získaných výsledků by bylo možno posoudit rozsah následné pohyblivosti pacienta a vymežit rizikové stavy v jeho dalším životě.

2. Úvod do řešené problematiky

Použití páteřních fixátorů patří mezi moderní metody operačního léčení defektů páteře. Páteřní fixace se s různou úspěšností používaly již před 100 lety. V počátcích se používalo různých postupů drátování. V rámci posledních 20-ti let došlo k vývoji tzv. h-dlah a různě tvarovaných přemostujících dlah.

Ošetřování zlomenin páteře prodělalo v posledních 15 letech obrovskou kvalitativní změnu. Příčinou bylo zavedení CT do klinické praxe a propracování techniky stabilní vnitřní fixace v oblasti krční i thorakolumbální páteře, zejména pak použití transpedikulárně zavedených šroubů. Přesná diagnostika s následnou možností cíleného ošetření výrazným způsobem změnila výsledky léčby a tím i osudy mnoha pacientů. Primární cíle operační léčby jsou následující:

- obnovení stability a biomechanické rovnováhy páteře
- zachování funkce pro vývoj tuhého kostního spojení
- prevence progresu vývoje deformit
- zmírnění bolesti

2.1 Anteriorní fixátory

Podrobné rozdělení jednotlivých páteřních fixátorů a jejich použití je uvedeno v práci v literatuře z tohoto důvodu se nyní omezíme pouze na konstatování, že řešený fixátor Cervi-Lok anteriorní a unikortikální fixátor.

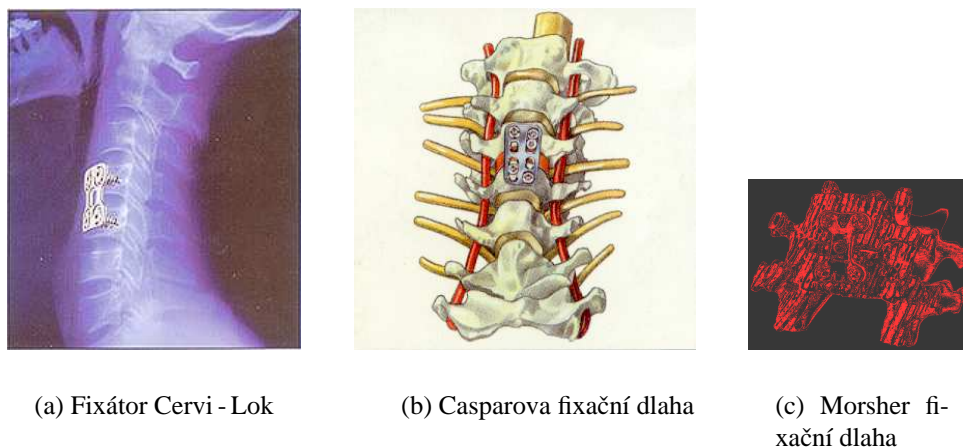
Princip znehybnění předními fixátory je založen na přemostující fixaci přes poškozenou část páteře, která je buď odstraněna a nahrazena kostním štěpem, nebo je doplněna o kostní štěp. Těchto fixátorů existuje vícero druhů. Liší se např. tvarem fixační dlahy, způsobem připevnění dlahy k fixačním šroubům, fixačními šrouby ap.

Přední kostní implantáty byly použity poprvé v roce 1952 Clowardem a 1955 Robinsonem, nejdříve u degenerativních onemocnění později také v traumatologii. J. Böhler potvrdil, že kostní stěpy samotné v traumatologii nezajistí stabilitu. Proto začal už v roce 1964 používat (bez speciálního instrumentária) standardní 3.5mm dlažku z předního přístupu. V roce 1970 přišel Orosco s novým implantátem dlažkou tvaru H, která byla v následujících letech často modifikována. Všem těmto dlažkám bylo a je společné, že spojení mezi šroubem a dlažkou není úhlově stabilní viz Wendsche (1998).

V roce 1986 uvedl Morscher (obrázek 1(c)) novou dlažku, která díky své úhlové stabilitě mezi dutými šrouby a dlažkou nevyžaduje nebezpečné ukotvení šroubů v zadní kortikalis obratle. Tento typ úhlově stabilní dlahy byl také modifikován např. typem šroubů ap. viz obrázky 1(b) a 1(a).

2.2 Problémy klinické praxe

V současné době byly u všech typů fixátorů unikortikálních, bikortikálních, anteriorních i posteriorních pozorovány různě závažné biomechanické komplikace. Četnost výskytu komplikací



Obrázek 1: Anteriorní fixátory

se u jednotlivých typů implantátů liší. Mezi pozorované komplikace páteřních fixací patří např.:

- Zalomení šroubu
- Uvolnění jednoho nebo více šroubů bez či se selháním osteosyntézy
- Prominence šroubu do páteřního kanálu, nebo do ploténky
- Vycestování šroubu do periferního bronchiálního stromu
- Nedokonalá repozice zraněného obratle

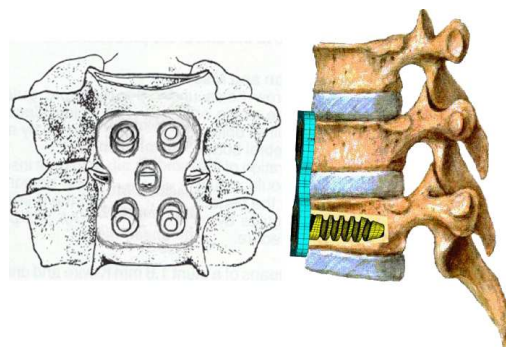
Další skupinu tvoří komplikace v důsledku biochemických procesů probíhajících v lidském těle. Jedná se především o septické a alergické reakce lidského těla na použité materiály, zejména na částice a ionty z nich uvolňované. Dále je třeba zmínit i komplikace medicínské jako jsou následné neurologické komplikace, případně poškození přilehlých struktur.

3. Analýza řešené soustavy

Řešená soustava je složena z následujících prvků:

Obratel

Obratel je geometricky i strukturně složitá část lidského těla. Na úvod je vhodné popsat si jeho vnitřní strukturu. Z hlediska řešeného problému je nejdůležitější anatomickou částí tělo obratle – *corpus vertebrae*, které je nejmohutnější ventrálně uloženou částí obratle. Tělo obratle je jeho hlavní nosnou částí a jsou do něj zašroubovány šrouby fixátoru. Tělo obratle je tvořeno třemi rozdílnými vrstvami kostní tkáně. Svrchní velmi tenkou vrstvu tvoří kompaktní kostní tkáň, pod ní se nachází vrstva hustší spongiosy s mikrostrukturou uzpůsobenou přenosu zatížení a uvnitř těla obratle se nachází řidší spongiosní kostní tkáň.



Obrázek 2: Fixátor Cervi-Lok

Fixátor

- fixační destička
- šrouby fixátoru
- matice šroubů

4. Modelované části

Základními komponentami soustavy jsou:

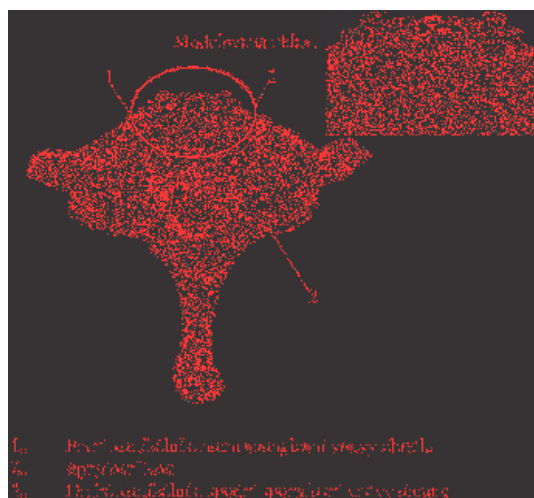
4.1 Obratel

Obratel má ve své anatomické podobě velmi složitou geometrii. Sestává se z třech základních částí

- Tělo obratle - *corpus vertebrae*, které tvoří ventrální nosnou část obratle
- Oblouk obratle - *arcus vertebrae*, který chrání míchu a je zezadu připojen k obratlovému tělu
- Výběžky obratle - *processus*, které jsou připojeny ze třech stran k obratlovému oblouku a zajišťují pohyblivost obratle.

Anatomie rozlišuje na obratli kromě základních ještě další důležité části viz Čihák (1988). S ohledem na řešený problém je pro nás nejdůležitější částí tělo obratle do něhož jsou z anteriorní strany zavedeny šrouby fixátoru viz Obr. 2 a 3. 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 modelována pouze patřičná část těla 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 patřičnými vrstvami spongiosy viz. Obrázek 3. A je-li to potřeba odpovídající část kostního štěpu.

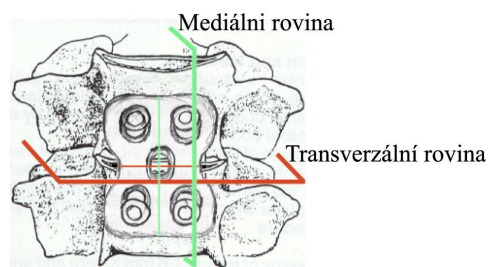


Obrázek 3: Modelovaná část obratle

4.2 Fixátor

Fixátor je složen z výše uvedených tří částí jmenovaných v přechodí kapitole. Geometrická úroveň musela být kvůli náročnosti také upravena. Úpravami geometrie se detailně zabývá kapitola o tvorbě geometrie.

Při aplikaci fixátoru je vytvořena symetrická soustava. Při modelování proto výhodně využíváme následujících rovinných symetrií viz obrázek 4. 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.



Obrázek 4: Roviny symetrie na obratli

5. Geometrie modelu

Při modelování byl k dispozici 20x zvětšený snímek profilu šroubovice a fixátor se šrouby. Dále pak jsou k dispozici technické údaje z katalogu instrumentária². Profil šroubovice tvoří obecná podél stoupání měnící se křivka a proto bylo nutno tvořit model od nejjednodušších bodů.

Pro celkové modely bylo zvoleno zjednodušení geometrie šroubů. Šrouby s pojistnými maticemi jsou modelovány jako šrouby s hlavou. Dále je u šroubů použito namísto šroubovice mezikruží s patřičným profilem. Tato snížení geometrické úrovně lze provést s ohledem na skutečnost, že celkové modely slouží výhradně ke zjištění posuvů a deformací v okolí šroubu, které slouží jako vstupní údaje pro výpočty prováděné na submodelech.

V rámci modelu nutné části obratle je respektována kostní topologie obratle. Pomocí modelovaných materiálových vlastností jsou dodržovány vrstvy kortikální a spongiosní kostní tkáně.

Geometrický model soustavy sestavíme složením modelů jednotlivých komponent. Reálné zatížení fixátoru není známé proto bylo pro určení kontaktních poměrů mezi šrouby fixátoru a kostí vytvořeno několik variant modelů, které se liší modelovým zatížením a geometrickou konfigurací. Všechny celkové modely jsou modelovány prvky SOLID 45 a kontakt je modelován pomocí prvků CONTAC 174 a TARGE 170 .

5.1 Varianta V1 - silově zatížený fixátor

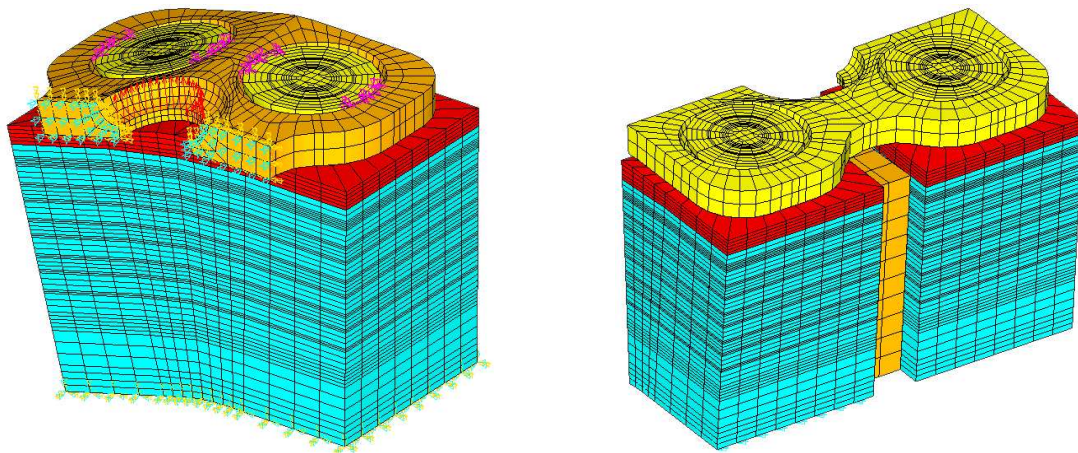
Pro model této řešené varianty je zvolena jako rovina symetrie transversální rovina těla. Model se kládá ze dvou šroubů v jednom obratli, poloviny fixační dlahy a elementu kostní tkáně viz obrázek 5(a). Zatížení je aplikováno podél centrálního otvoru. Tímto zatížením je simulováno vytrhávání fixátoru.

5.2 Varianta V2 a V3 - deformačně zatížený fixátor

Model pro tuto variantu má rovinu symetrie totožnou s mediální rovinou těla. Skládá se tedy ze dvou šroubů v segmentu páteře³ ve kterém je modelována náhrada ploténky, ta se provádí kostním štěpem pomocí něhož dojde později k pevnému spojení. V první fázi po operaci, která bývá kritická není kostní štěp schopen přenést žádné zatížení, proto je modelován elementy s minimální tuhostí viz obrázek 5(b).

²Technické údaje: dlahy v rozsahu 24 - 54 mm; šroub $\phi 4.2$ nebo $\phi 5.2$ mm; zajišťující matice jedné velikosti informace z katalogu instrumentária

³segmentem páteře se myslí pohyblivá jednotka, tedy dva obratle a mezi nimi meziobratlová ploténka

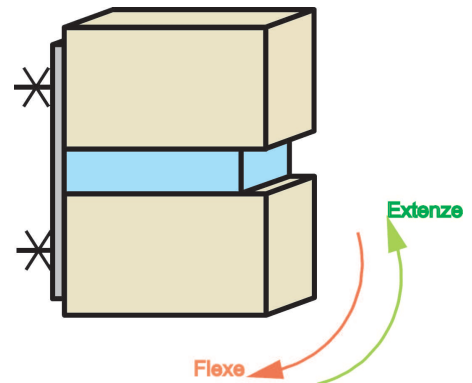


(a) Model pro variantu V1

(b) Model pro variantu V2 a V3

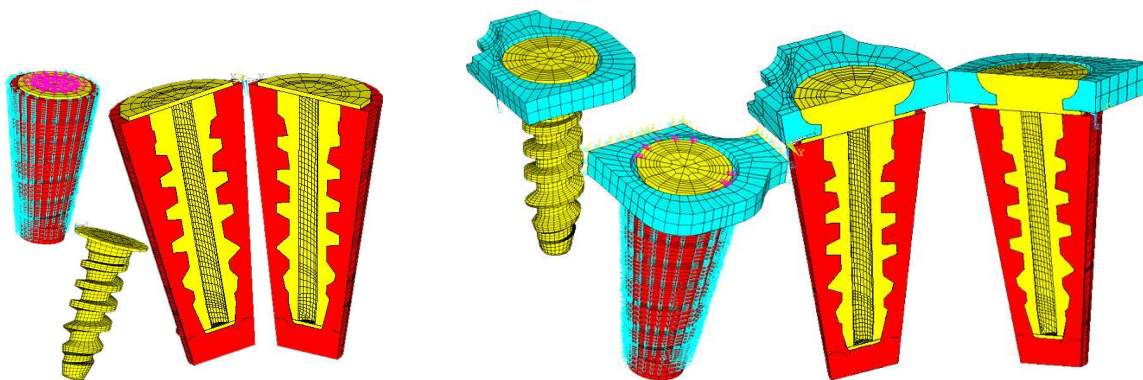
Obrázek 5: Schémata celkových modelů

Z primární funkce fixátoru, kterou je zajištění stabilizace uvnitř segmentu a proto jsou uvnitř soustavy modelovány minimální pohyby. Pomocí posuvů je modelován pohyb hlavy rovnoběžný s mediální rovinou těla kolem osy otáčení, kterou tvoří průsečnice transversální a frontální roviny těla v úrovni modelovaného segmentu, toto pohyb odpovídá pro variantu V2 flexi (fyziologický sklon hlavy) a pro variantu V3 extenzi (fyziologický záklon hlavy). Pro obě varianty je modelována maximální deformace odpovídající 1° . Deformace je aplikována pomocí posuvů ve dvou na sebe kolmých rovinách.



Obrázek 6: Schéma aplikované deformace

5.3 Submodely



(a) Submodel pro variantu V1

(b) Submodel pro variantu V2 a V3

Obrázek 7: Schémata jednotlivých submodelů

Detailní řešení mechanické interakce ve stykových

plochách šroubů fixátoru a okolní kostní tkáň vyžaduje použití kontaktních elementů. Tato úloha požaduje modelovat na stykových plochách velmi jemnou síť. Celkové modely se ukázaly pro tento účel nepoužitelné, jsou totiž "hrubé". Dostatečné zjemnění sítě nelze provést u celkových modelů, protože jsme omezeni výpočetní kapacitou a výpočetním systémem.

Bylo proto nutno využít pro výpočet kontaktních poměrů na stykových plochách modely s jemnější sítí, proto byl zvolen postup pomocí modelů částí soustavy (submodelů). Tato metoda umožňuje načíst jako vstupní údaje pro výpočty detailních modelů deformace a posuvy zjištěné u modelů celkových.

Jako vstupní model pro submodelování byl vytvořen model šroubu bez pojistné matice. Kolem tohoto šroubu je modelováno těsné okolí tvořené kostní tkání. U tohoto modelu byla snížena geometrická úroveň, kdy je profil šroubu modelován s ostrými hranami. Na tento model budou navazovat modely částí stoupání, které budou dodržovat profil šroubovice. Na volných částech takto vytvořených modelů jsou definovány hranice do nichž jsou aplikovány deformace a posuvy zjištěné u celkových modelů.

6. Materiálové vlastnosti

Přesné materiálové vlastnosti slitiny z níž je vyroben fixátor neznáme, proto předpokládáme, že je vyroben ze slitiny o technickém označení TiA16V4, jejíž vlastnosti jsou dostupné a která je jednou z nejpoužívanějších.

Řešená oblast obratle je ve fyziologickém stavu tvořena tenkou povrchovou vrstvou kompakty a dvěma vrstvami spongiosy, které se liší mikrostrukturou a tím i materiálovými charakteristikami. Materiálové charakteristiky kompakty i spongiosní kosti jsou v této fázi řešení považovány za izotropní materiály s lineárním chováním a jsou konstatní po celé řešené oblasti.

Materiál tkáň	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ []
Kompakta	15 000	0.30
Spongiosa hustší	490	0.30
Spongiosa řidší	200	0.30
Kostní štěp	100	0.30
Titanová slitina	110 000	0.34

Tabulka 1: Využité materiálové charakteristiky

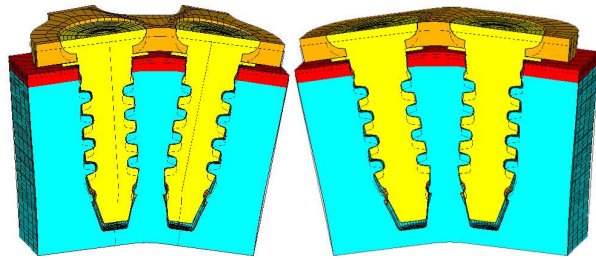
V tabulce 1 je souhrnný přehled materiálových charakteristik použitých materiálů. Jednotlivé materiálové charakteristiky jsou čerpány z prací Valenta (1985), Hou Fu et al. (1998), Sedláček (1989).

7. Ukázka výsledků

Na všech výše popsaných celkových modelech byla provedena deformačně-napjatostní analýza která nám podala informace o chování celkových modelů. Získané posuvy z celkových modelů byly použity jako vstupní údaje pro deformačně-napjatostní analýzy prováděné na jednotlivých submodelech. Výsledky u jednotlivých modelů byly vyhodnocovány na úrovni posuvů (pro názornost uvádím posuvy ve směru aplikovaného zatížení tedy ve směru osy z), deformací a kontaktních tlaků.

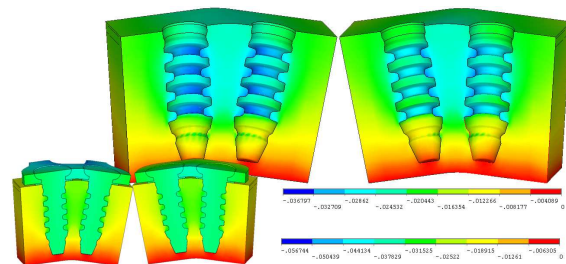
7.1 Varianta V1 – silově zatížený fixátor

Na Obr. 8 je zobrazeno schéma deformované sítě u celkového modelu. Z tohoto zobrazení je patrné, že maximální pohyby uvnitř soustavy provádějí šrouby ve své spodní úrovni. Podle tohoto zobrazení lze konstatovat, že šrouby tlačí na okolní kost ve spodní části směrem kaudálním (směrem k nohám) a v horní části směrem kranialním (směrem k hlavě). Z deformované sítě je patrné, že se šrouby s deskou chovají jako jedno těleso, což odpovídá předpokladu na základě velkých rozdílů v modulech pružnosti a aplikovaným okrajovým podmínkám.



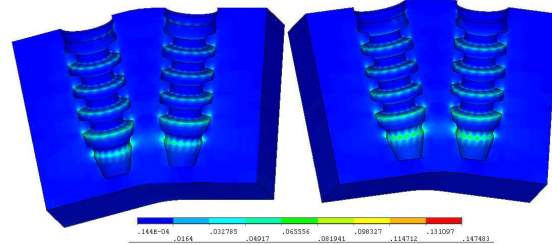
Obrázek 8: Schéma deformované sítě

Pohyb šroubů zjištěný na deformované síti je patrný i z Obr. 9, na němž je zobrazeno schéma posuvů kosti modelu je patrné, že šrouby "vytrhávají" kost v oblasti mezi sebou. Zde je navíc vidět, že maximální posuvy ve směru aplikovaného zatížení se nacházejí na kontaktních plochách šroubu s kostí.



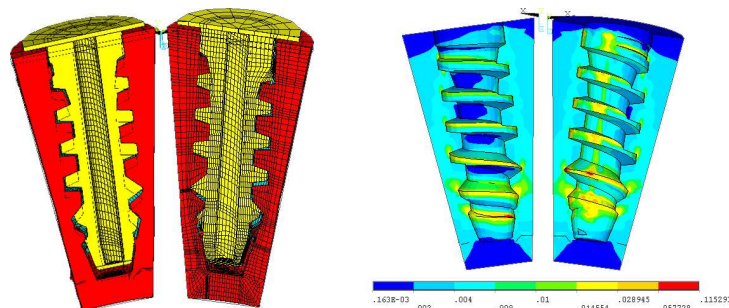
Obrázek 9: Posuv kosti a sestavy

Tato zjištění potvrdily i deformace celkového modelu viz obrázek 10, na nichž je deformace patrná jen na kontaktních plochách, přičemž maximální hodnoty se nacházejí na spodní části modelu. Stejně jako rozložení kontaktních tlaků, kde se maximální hodnoty nacházejí také ve spodní části modelu.



Obrázek 10: Schéma deformací kosti

Tyto zjištěné skutečnosti ukazují, že kritická místa soustavy se nacházejí na kontaktních plochách šroubu s kostní tkání a v kosti mezi aplikovanými šrouby. V těchto místech může docházet k poškození kostní tkáně a tím k selhání fixátoru. Dále se ukázalo, že síť celkového modelu je pro zjištění detailních hodnot kontaktní



(a) Schéma deformované sítě

(b) Schéma deformací na kosti

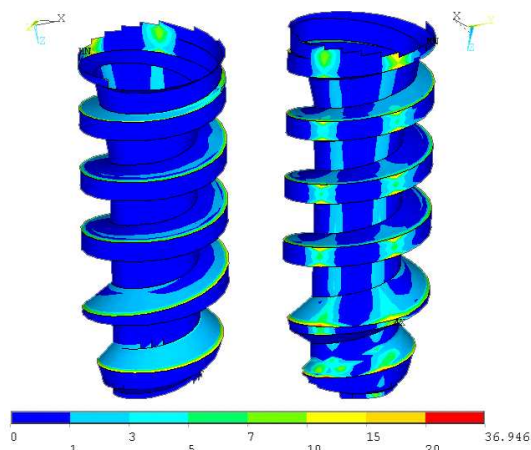
Obrázek 11: Ukázka výsledků pro submodel

ních poměrů příliš "hrubá" (což odpovídá předpokladům), proto jsou detailní kontaktní poměry řešeny pomocí submodelů.

Zjištěné posuvy a deformace byly aplikovány jako okrajové podmínky do submodelu uvedeného v kapitole 5.3. Z výsledků provedené deformačně-napjatostní analýzy je patrné, že k přenosu zatížení dochází v největší míře v místě rozhraní kortikální kostní tkáně a spongiosy.

Na rozložení kontaktních tlaků je vidět nárůst sledované veličiny v místech kde šroub vlivem aplikovaného zatížení "vytrhává" kost a její hladké rozložení podél ostrého hrany profilu závitů. Pro přesnější výsledky je potřeba zvýšit počet prvků na kontaktních plochách.

Z výsledků provedené deformačně-napjatostní analýzy u tohoto submodelu je patrný nárůst hodnot sledovaných veličin na spodní části modelu a v místě přechodu kostních tkání. Lze konstatovat, že šrouby působí na kost nejvíce svou spodní částí. Vzhledem k faktu, že v okolí šroubu nachází se v těchto úrovních nachází měkká spongiosa, může dojít k jejímu trvalému poškození.

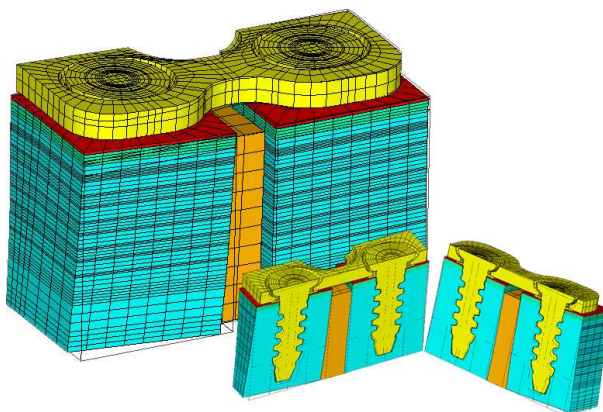


Obrázek 12: Rozložení kontaktních tlaků

7.2 Varianta V2 – deformačně zatížená soustava (flexe)

U tohoto modelu byla provedena deformačně-napjatostní analýza. Zjišťovány byly stejné veličiny jako v předchozích případech. Z deformované sítě na obrázku 13 je názorně vidět deformaci segmentu s aplikovaným fixátorem. Průběhy posuvů v ose z jsou na obrázku 14(a) je z nich patrné, že v důsledku pohybu jednoho obrátle dojde k posuvům u celé soustavy.

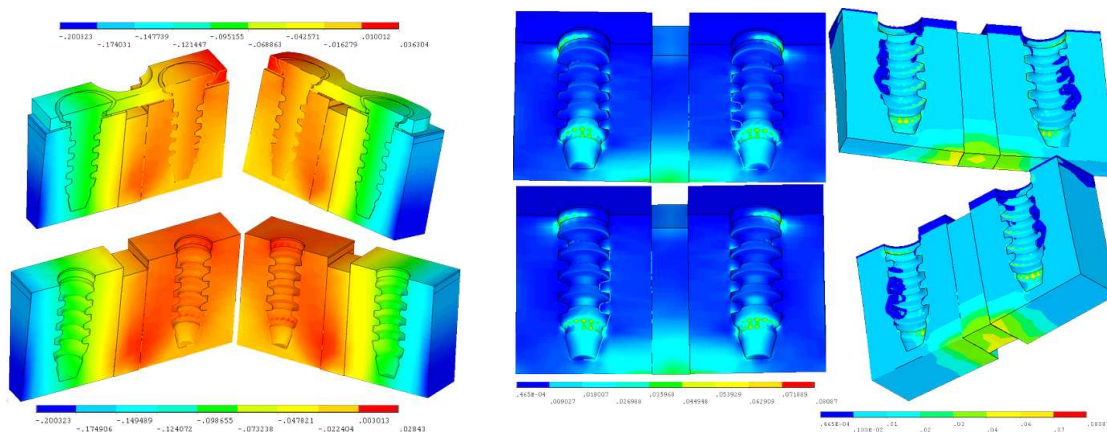
Ze schématu deformací celkového modelu na obrázku 14(b) vyplývá, že maximální deformace jsou na rozhraní dvou spongiosních kostních tkání a ve spodní části modelu v úrovni posledních závitů šroubů v těchto místech lze předpokládat degradaci kosti vlivem přítomnosti šroubů fixátoru.



Obrázek 13: Deformovaná síť

8. Závěr

Z provedených deformačně-napjatostní analýzy a z zjištěného rozložení vyšetřovaných veličin lze konstatovat, že k největšímu poškození kostní tkáně bude docházet na rozhraní vrstev kostní tkáně a u konců šroubů. Výsledné rozložení zjišťovaných veličin lze zdůvodnit velkými



(a) Posuvy v ose z

(b) Schéma deformací modelu

Obrázek 14: Ukázka výsledků pro celkový model varianta V2

rozdíly v modulech pružnosti komponent soustavy, zvláště pak mezi spodní vrstvou spongiosy a materiálem šroubů.

Ukazuje se vzhledem k různým už vyřešeným materiálovým modelům, že čím je nižší tuhost vnitřní spongiosy (větší rozdíl mezi moduly pružnosti šroubu a spongiosy), tím menších hodnot dosahují maxima zjišťovaných veličin a příznivější je i jejich rozložení po soustavě.

Na základě provedených deformačně – napjatostních analýz je také možno konstatovat, že uvedené modely jsou vhodné pro zjištění chování celé soustavy při modelovaném zatížení. Pro zjištění interakcí na rozhraní kostní tkáň šroub je vhodné použít modely na vyšší geometrické úrovni (dodržení geometrické konfigurace šroubu) a vyšším počtem prvků na kontaktních plochách šroubů s kostní tkání.

V současnosti je zvažována možnost experimentální modelování, které má potvrdit případně vyvrátit výpočtem zjištěné výsledky.

Poděkování

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

Literatura

Čihák R.: *Anatomie I*, Avicentrum Praha, 1988

Hou Fu J. et al.: Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 1009-1015, 1998

Sedláček, V.: *Únava hliníkových a titanových slitin*, SNTL Praha, 1989

Valenta, J.: *Biomechanika*, Academia Praha, 1985

Wendsche, P.: *Operační léčení úrazů dolní krční páteře (C₃ – C₇) biomechanická studie - Habilitační práce*, Brno, 1998