

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 769

ISSN 1213-4198

thesis
IS

Ing. Filip Manek

**Mechanická studie
interakce páteřního segmentu
s poddajným fixátorem**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

Ing. Filip Manek

**MECHANICKÁ STUDIE INTERAKCE PÁTEŘNÍHO
SEGMENTU S PODDAJNÝM FIXÁTOREM**

MECHANICAL STUDY OF INTERACTION BETWEEN
SPINAL SEGMENT AND MALLEABLE FIXATION DEVICE

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Oponenti: prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc., FEeng.
prof. Ing. Petr Horyl, CSc.
Datum obhajoby: 18. prosince 2014

Klíčová slova:

poddajný páteřní fixátor, fyziologický páteřní segment, metoda konečných prvků, deformačně-napěťová analýza.

Keywords:

Malleable Spinal Fixation Device, Physiological Spinal Segment, Finite Element Methods, Stress-strain Analysis.

Místo uložení práce:

Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Technická 2896/2
616 69 Brno

© Filip Manek, 2014

ISBN 978-80-214-5111-7

ISSN 1213-4198

Obsah

1 ÚVOD.....	5
2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	5
3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ.....	6
4 ANALÝZA METODY ŘEŠENÍ.....	6
5 PÁTEŘ A PÁTEŘNÍ SEGMENT.....	7
5.1 Páteřní segment.....	7
5.2 Obratel.....	7
5.3 Meziobratlový disk.....	7
5.4 Meziobratlové klouby.....	8
5.5 Svaly a vazy.....	8
5.6 Kostní tkáň.....	8
6 ZATÍŽENÍ A POHYBLIVOST PÁTEŘE.....	9
6.1 Základní složky pohybu páteře.....	9
6.2 Rozsah základních složek pohybu v segmentech bederní páteře.....	10
6.3 Rozsah základních složek pohybu páteřního segmentu po aplikaci fixátoru.....	10
6.4 Natačení obratlů vůči sobě - okamžitý střed rotace.....	11
7 STABILIZACE PÁTEŘE.....	11
7.1 Fúze.....	11
7.2 Posteriošní poddajné fixátory.....	11
7.3 Fixátor Dynesys.....	12
8 VÝPOČTOVÝ MODEL.....	12
8.1 Vytvoření modelu geometrie obratlů.....	12
8.2 Vytvoření modelu geometrie meziobratlového disku.....	13
8.3 Vytvoření modelu geometrie kloubních chrupavek.....	13
8.4 Vytvoření modelu geometrie poddajného fixátoru.....	14
8.5 Export do prostředí ANSYS Workbench.....	14
8.6 Model materiálu prvků páteřního segmentu s poddajným fixátorem.....	14
8.7 Tvorba konečnoprvkové sítě.....	15
8.8 Vytvoření kontaktních dvojic.....	16
8.9 Model uložení soustavy.....	16
8.10 Popis řešených variant.....	17
9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ.....	18
9.1 Prezentace a analýza 2. varianty zatížení – flexe.....	19
9.1.1 Prezentace posuvů segmentu.....	19
9.1.2 Napěťová analýza transpedikulárních šroubů.....	22

9.1.3	<i>Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů</i>	22
9.1.4	<i>Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů</i>	22
9.1.5	<i>Analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu fixátoru na namáhání kostní tkáně a transpedikulárních šroubů</i>	23
9.1.6	<i>Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při flexi</i>	23
9.1.7	<i>Analýza příčin vysokých hodnot intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů</i>	24
10	ZÁVĚR	24
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	28

1 ÚVOD

Lidská páteř patří k nejdůležitějším a nejsložitějším částem lidského těla. U technických i biologických soustav se vzrůstající složitostí vzrůstá i poruchovost soustavy, což se projevuje také u páteře člověka.

Výsledky statistik bolestivosti páteře ekonomicky vyspělých zemí souvisí s charakterem životního stylu. Velká část populace má sedavé zaměstnání s minimem pohybu a dostatečným ekonomickým zázemím. To dovolí jedinci mít vlastní dopravní prostředek, který mu umožní přepravu s vynaložením minimálního množství pohybu a dostatečné množství cenově dostupných potravin. Pokud jedinec na tyto faktory nebude reagovat, dojde u něj k nárůstu hmotnosti a ochabnutí většiny orgánů, především páteřních svalů, což má za následek zmenšení únosnosti páteře, rychlou degradaci a obrovské bolesti, což často způsobuje pracovní neschopnost, případně invaliditu v produktivním věku. Ztráta pracovní schopnosti znamená pro jedince a jeho rodinu významnou změnu v ekonomickém postavení a tím i změnu životního stylu.

Dalším významným důsledkem technického rozvoje je dynamizace životního stylu, který přináší zvýšení rychlosti, intenzity jednotlivých činností a stresu. Kompenzace nedostatku pohybu musí být v souladu se životním stylem intenzivní, proto často dochází k přetěžování organismu nebo částí lidského těla. Dynamizace životního stylu také přináší a zvyšuje popularitu adrenalinových sportů. U všech těchto činností je zárodek traumatologické příhody. Vedle již uvedených onemocnění páteře existují ještě další, které jsou neméně významné: vrozené vývojové vady páteře, úrazy páteře, degenerativní onemocnění, záněty páteře, nádory páteře.

Ze stručného úvodu onemocnění páteře je mimo jiné zřejmé, že při současném životním stylu může docházet k významným onemocněním páteře již v produktivním věku člověka. Proto je toto onemocnění a jeho následná léčba významná jak pro jedince, tak pro celé ekonomicky vyspělé společnosti.

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Při současném způsobu života v ekonomicky vyspělých zemích dochází k významnému nárůstu onemocnění páteře. Vzhledem k tomu, že tato onemocnění postihují populaci v produktivním věku, jedná se o problém kvality života a významný ekonomický problém. Proto je v současné době léčbě onemocnění páteře věnována značná pozornost a finanční prostředky.

V případech úrazu nebo degenerativních změn dochází často k nestabilitě páteře, kdy dochází k útlaku míchy nebo míšních kořenů. To se projeví nesnesitelnou bolestí a ztrátou funkčnosti příslušné části páteře. Vzhledem k tomu, že mícha nemá regenerační schopnosti, je nutné rychlé odstranění útlaku, zpravidla provedením operačního zákroku. K tomu lékaři využívají dráty, šrouby, tyče, dlahy a speciální fixátory. Fixační prvky se aplikují z předního nebo zadního přístupu podle místa útlaku. Podle rozsahu instability se fixační prvky aplikují přes jeden nebo více páteřních segmentů. V současné době se ve spinální chirurgii aplikují především

speciálně vyvinuté fixátory. Fixace nestabilního páteřního segmentu obsahuje základní paradox. Při fixaci umístíme obratle do správné polohy a vzájemně je zafixujeme. Tímto ovšem v rozsahu fixované oblasti potlačíme pohyblivost. Omezení pohyblivosti ovlivňuje mechanické působení mezi zafixovaným segmentem a částí páteře pod a nad tímto segmentem, což se v některých případech projevuje nadměrným namáháním a degenerací těchto oblastí. Částečným řešením tohoto problému je přechod od tuhých k poddajným (dynamickým) fixátorům.

Srovnávací deformační a deformačně napěťová analýza páteřního segmentu v uvedených stavech může být nástrojem pro posouzení fixace páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem z hlediska odstranění nestability a nepřetěžování částí páteře nad a pod fixovaným segmentem. Výsledky této analýzy jsou předmětem zájmu nejen klinické praxe, ale i výrobců fixátorů. Uvedená analýza vychází z řešení deformace a napětí páteřního segmentu v uvedených stavech při komplexním způsobu zatěžování. Vzhledem ke složité geometrii, materiálu a zatížení řešené soustavy je nutné při vytváření výpočtového modelu a k provedení vlastního výpočtu vyřešit řadu dílčích problémů.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

Na základě popisu problémové situace lze problém formulovat takto:

Řešení deformace a napětí páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a s aplikovaným poddajným fixátorem. Na základě získaných výsledků provedení deformačně napěťové analýzy páteřního segmentu ve vybraných stavech.

4 ANALÝZA METODY ŘEŠENÍ

K provedení deformačně napěťové analýzy řešené soustavy je nutné určit deformaci a napětí této soustavy. Řešení deformace a napětí je možné provést pomocí výpočtového nebo experimentálního modelování. U současných problémů s velkým společenským významem se nejedná o alternativní výběr, nýbrž je nutné provést analýzu vzájemné kombinace výpočtového a experimentálního modelování tak, aby výsledky měly vysoký stupeň věrohodnosti.

V případě doktorské práce je nutné přihlídnout k vybavení, zkušenostem, finančním možnostem ústavu a časovým možnostem řešitele. S ohledem na předchozí řešené problémy biomechaniky na ÚMTMB, vybavení ústavu pro výpočtové řešení a problémům souvisejícím s experimentálním řešením na biologických vzorcích bude problém řešen výpočtovým modelováním.

Na základě analýzy formulovaného problému bude výpočtové modelování zaměřeno na výpočet metodou konečných prvků – MKP.

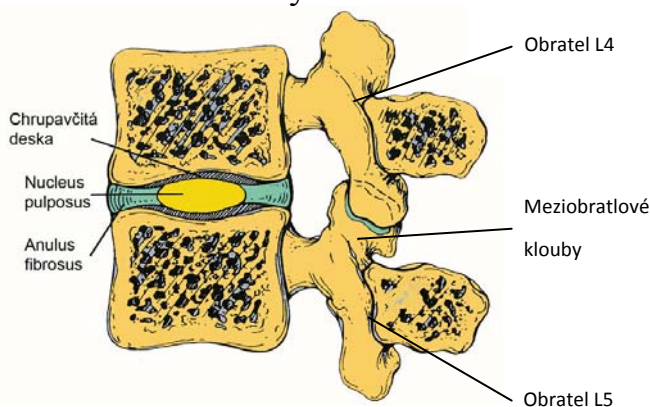
Jako podklad pro tvorbu modelu geometrie budou použity CT řezy lidských obratlů. Model geometrie ze získaných CT řezů bude vytvořen v programu SolidWorks. Model materiálu a model zatížení bude sestaven na základě rešeršní studie a analýzy řešeného problému. K realizaci výpočtového modelu bude použit výpočtový software ANSYS 14.0 Workbench.

5 PÁTEŘ A PÁTEŘNÍ SEGMENT

Lidská páteř (*columna vertebralis*) je jednou z nejdůležitějších částí osově části kostry. Jejími hlavními funkcemi jsou: zajišťovat vzpřímenou pozici těla, umožňovat pohyb a lokomoci, chránit míchu a odolávat vnějšímu namáhání. Je sestavena z 33 až 34 obratlů a 23 meziobratlových disků – plotének, které spolu se svaly a vazy zajišťují stabilitu páteře. Všechny 33 obratlů zajišťuje potřebnou pevnost a pružnost páteře. Meziobratlové ploténky umožňují velký rozsah pohybů a chrání páteř před běžnými nárazy a otřesy.

5.1 PÁTEŘNÍ SEGMENT

Základní jednotkou páteře je páteřní pohybový segment. Sestává ze dvou sousedních obratlů, meziobratlového disku a meziobratlových kloubů.



Obr. 1: Páteřní segment [23]

5.2 OBRATEL

Obratel patří do skupiny tzv. krátkých kostí, které se vyznačují nepravidelným tvarem s nepravidelnými kloubními plochami. Tenkou povrchovou vrstvou obratle tvoří kortikální kostní tkáň. Vnitřní část obratle je tvořena trámčitou spongiózní kostní tkání. Na strukturu spongiózní kostní tkáně má významný vliv namáhání obratle. [12] Trámečky jsou orientovány ve směru hlavních napětí. Jejich velikost, hustota a směr se mění v závislosti na změnách hlavních napětí [5]. Volný prostor mezi trámečky je vyplněn krvetvornou tkání.

Z každého oblouku vybíhá v dorsální části obratle sedm výběžků, které mají nepravidelný tvar. Jsou to místa, která zajišťují i limitují pohyb obratlů a kde jsou upnuty svaly a vazy. Rozeznáváme tři druhy výběžků: spinální a dva párové - transverzální a kloubní (artikulární). Spodní kloubní výběžek se spojuje s horním kloubním výběžkem obratle pod ním, čímž spolu vytváří meziobratlový kloub, jehož hlavní funkcí je zamezovat krutu, extenzi a posuvu vpřed. Sklon i tvar plošek kloubních výběžků se liší podle jednotlivých úseků páteře. Pediklům bývá připisována méně významná funkce, avšak z chirurgického hlediska jsou pro naši problematiku velmi významné. Právě skrze pedikly vedou šrouby většiny fixátorů.

5.3 MEZIOBRATLOVÝ DISK

Meziobratlový disk se nachází mezi terminálními plochami dvou sousedních těl obratlů. Celkem je jich 23. Jejich tloušťka roste ve směru kraniokaudálním a tvoří

přibližně čtvrtinu až pětinu z celkové délky páteře. Hlavní funkcí meziobratlového disku je spojovat sousední těla obratlů, přenášet zatížení mezi sousedními obratli, tlumit rázové zatížení páteře, umožňovat a zároveň omezovat vzájemný pohyb obratlů. Meziobratlový disk se skládá ze tří základních komponent. Z jádra (nucleus pulposus) nacházejícího se ve středu disku, vazivového prstence (anulus fibrosus) na jeho okrajích a chrupavčitých desek na terminálních plochách, které oddělují disk od přilehlého těla obratle.

Nucleus pulposus u mladého zdravého člověka má charakter gelové struktury a pro obsah velkého množství vody je téměř nestlačitelné. Jak se snižuje množství vody v jádře s přibývajícím věkem, dochází k poklesu elasticity. Anulus fibrosus se skládá z kolagenních vláken uložených ve velice organizovaném uspořádání. Kolagenní vlákna jsou uspořádána v 10-12 lamelách, které jsou koncentricky rozloženy okolo jádra. Změny jeho materiálových vlastností ovlivní deformaci celého meziobratlového disku. Degenerace a stárnutí mají významný vliv na strukturu prstence disku.^[5] Povrch horní a spodní terminální plochy obratle je tvořen pružnou chrupavčitou deskou. Tloušťka této desky je přibližně 1 mm a směrem ke středu obratle se ztenčuje. Z histologického hlediska se chrupavčitá deska skládá jak z hyalinní, tak z fibrózní chrupavky. Chrupavčitá deska je po svém obvodu ohraničená apofyziálním prstencem obratle.

5.4 MEZIOBRATLOVÉ KLOUBY

Meziobratlový kloub je situován na koncích kloubních výběžků sousedních obratlů. Kloubní plošky jsou pokryty kloubní chrupavkou, jejíž tloušťka je 1-2 mm. Kloubní dutina má shodnou orientaci s kloubními plochami. Uvnitř kloubní kapsule je synoviální tekutina, která chrupavky vyživuje, udržuje jejich pružnost a snižuje tření mezi stykovými plochami.^[5] Sklon i tvar plošek kloubních výběžků se liší podle jednotlivých úseků páteře.

5.5 SVALY A VAZY

Svaly hrají svou významnou úlohu při zajištění pohybů páteře. Od těch nejmenších pohybů v určité oblasti páteře až po velké pohyby celého trupu. Velkou úlohu také sehrávají při zajištění stability a udržování vzpřímené pozice těla. Nermalou mírou kompenzují i silové působení na páteřní segment. Vazy významnou měrou ovlivňují namáhání a pohyblivost páteře.

5.6 KOSTNÍ TKÁŇ

Kostní tkáň je nehomogenní anizotropní materiál. Mechanické vlastnosti kostní tkáně závisí na mnoha faktorech. Na věku, pohlaví, fyziologickém stavu člověka, struktuře kosti atd. Mechanické vlastnosti kostní tkáně se výrazně mění s věkem a značný vliv má i obsažené množství vody.

Tuhost a pevnost spongiózní kostní tkáně jsou přímo závislé na její hustotě a prostorovém uspořádání trámečků. Od věku přibližně 30 let dochází k poklesu hmotnosti kostní trámčiny asi 1 % za rok a kolem věku 50 let dochází ke ztrátě spojitosti trámčité sítě.^[15]

Modelace neboli vytváření kostní tkáně zvyšuje hustotu a objem kortikální i spongiózní kostní tkáně. Během ní vzrůstá tloušťka kortikální kostní tkáně a tím i vnější průměr kosti. Remodelace kostní tkáně se vyskytuje v průběhu života na celém povrchu a je při ní aktivní vždy jen část povrchu kostní tkáně. Podstatný vliv na tyto děje má mechanické namáhání. Experimentem bylo ověřeno, že pokud je kost v nezátíženém stavu nebo je zatížená monotónně, vykazuje úbytek kostní tkáně a ztrátu hmotnosti. Naproti tomu u proměnného zatížení je prokázána tvorba periostální kosti spolu se zvětšením průřezu. Tedy pokud je kost namáhána fyziologicky, pak nastává její fyziologická obměna, pokud je namáhána patologicky, málo nebo příliš, pak patologická – atrofie nebo skleróza.

6 ZATÍŽENÍ A POHYBLIVOST PÁTEŘE

Určení mechanického zatížení jednotlivých prvků páteře je velmi problematické. Změnu fyziologického, bezproblémového, bezbolestného stavu páteře může způsobit i malá změna tuhosti jednotlivých prvků páteře, která se projeví změnou pohyblivosti páteře. Proto pohyblivosti páteře je věnována, nejen v klinické praxi, ale i v základní anatomii a další odborné literatuře velká pozornost.

Znalost hodnot jednotlivých složek pohybu páteře, případně maximálně dosažitelných hodnot, může být zásadní pro určení deformačního zatížení při řešení jednotlivých biomechanických problémů páteře.

6.1 ZÁKLADNÍ SLOŽKY POHYBU PÁTEŘE

Pohyb páteře je velice složitý. Jakýkoli pohyb není jen záležitostí pouze jedné složky pohybu, nýbrž kombinací více složek. V anatomii vymezujeme pět základních složek pohybů páteře: komprese, předklon - flexe, záklon - extenze, úklon – laterální flexe, axiální rotace

Komprese nastává při vzpřímené pozici těla v důsledku vlastní váhy těla nebo neseného nákladu. V průběhu komprese páteřního segmentu je segment stlačován, přičemž k největší deformaci dochází na disku. Ztráta tekutin z disku způsobí změnu v jeho výšce v průběhu dne okolo 10 %. Výška disku je opět obnovena při spánku nebo odpočinku vleže, kdy páteř není axiálně zatížena a disk je rehydratován. ^[29]

Flexe - předklon je složkou pohybu páteře, při které se celá páteř naklání dopředu. Největší podíl na flexi (50-60°) má spodní část bederní páteře.

U extenze - záklonu dochází k natáčení v opačném smyslu než při flexi. Extenzi zpravidla doprovází sagitální rotace, směrem dozadu, a zpětné posunutí obratlů.

K výrazné axiální rotaci dochází v krční a hrudní úrovni páteře. V oblasti bederní páteře je rotace značně omezená orientací kloubních plošek. Rotace v bederní páteři zahrnuje jak zkroucení meziobratlového disku, tak dotyk meziobratlových kloubů.

V průběhu laterální flexe trupu - úklonu do boku, pohyb převládá zejména ve spodní části hrudní (T11-L1) a spodní části bederní páteře, kde největší pohyb nastává v oblasti L3-L4. V úseku bederní páteře je rozsah této složky pohybu v jednotlivých segmentech rozdílný. Při laterální flexi dochází zpravidla k doprovodné axiální rotaci. ^[2]

6.2 ROZSAH ZÁKLADNÍCH SLOŽEK POHYBU V SEGMENTECH BEDERNÍ PÁTEŘE

segment	Flexe	Extenze	Laterální flexe		Axiální rotace	
			vlevo	vpravo	vlevo	vpravo
L1 - 2	8 ± 5	5 ± 2	5	6	1	1
L2 - 3	10 ± 2	3 ± 2	5	6	1	1
L3 - 4	12 ± 1	1 ± 1	5	6	1	2
L4 - 5	13 ± 4	2 ± 1	3	5	1	2
L5 - S1	9 ± 6	5 ± 4	0	2	1	0

Tab. 1: Rozsah jednotlivých složek pohybu bederní páteře ve stupních ^[5]

6.3 ROZSAH ZÁKLADNÍCH SLOŽEK POHYBU PÁTEŘNÍHO SEGMENTU PO APLIKACI FIXÁTORU

Pokud dojde, v důsledku degradace nebo úrazu, k porušení prvků páteřního segmentu a následnému rozšíření pohyblivosti s následkem útlaku nervových zakončení nebo míchy, což se projeví velkou bolestivostí, porušením správného držení těla a ztrátou pohyblivosti části páteře, říkáme, že došlo k porušení stability páteře. Jestliže nedojde v relativně krátkém čase k odstranění útlaku, dochází k odumírání nervových struktur a nenávratné ztrátě funkčnosti řízených orgánů.

V takovýchto případech již není možná konzervativní léčba a je nutné přistoupit ke stabilizaci porušené oblasti chirurgickou cestou. Existuje řada operačních postupů stabilizace páteře, přičemž aktuální postupy jsou typické aplikací páteřního fixátoru.

Zde je nutné si uvědomit, že obnovení fyziologické stability páteře již nelze dosáhnout. Jakákoliv instabilita přináší, již dříve zmiňovaná, obrovská nebezpečí pro pacienta. Logickým závěrem je aplikace fixátoru, který zajistí reponovanou polohu obratlů poškozeného segmentu, tedy aplikace „tuhého“ fixátoru. Pokud instabilita souvisela s vážným poraněním disku, pak součástí operace je odstranění poškozeného disku a vyplnění prostoru kostním štěpem, biokeramikou, případně meziobratlovou klecí. Po tomto zákroku dojde k cílené fúzi obratlů poškozeného segmentu. Fúzí dochází k „tuhému“ spojení dvou nebo více obratlů. V případě „tuhého“ spojení (fúze) dochází ke změně silových poměrů na sousedních segmentech, které může vést ke ztrátě jejich stability a postupné degeneraci.

Rozvoj páteřní fixační techniky přináší částečně poddajné fixátory. Cílem těchto fixátorů je zabezpečit stabilitu páteřního segmentu bez úplného zamezení jednotlivých složek pohybu. Poddajné fixátory v sobě zahrnují pružné členy, které svou pružnou deformací umožňují zachování alespoň částečné pohyblivosti ve srovnání se stabilizací pomocí fúze nebo tuhého fixátoru a přiblížení se tak k fyziologickému stavu páteře. Jak ukazují data získaná z experimentálních studií a výpočtového modelování, po obnovení stability páteře poddajným fixačním zařízením rozsahy jednotlivých složek pohybů nedosahují hodnot naměřených u fyziologického stavu ^[21]. Fixace nebo stabilizace s sebou přináší omezení pohybu v operovaném páteřním segmentu. In vitro experimenty prováděné při deformačním způsobu zatěžování ukázaly nárůst deformace v přilehlých segmentech. ^{[7], [9]}

Rozsahy pohybů se mohou u jednotlivých pacientů lišit v závislosti na věku, stavbě těla a velikosti degenerativních změn.

6.4 NATÁČENÍ OBRATLŮ VŮČI SOBĚ - OKAMŽITÝ STŘED ROTACE

Pohyb mezi terminálními plochami dvou sousedních obratlů v průběhu flexe, extenze nebo laterální flexe může být analyzován na základě okamžitého středu otáčení. Poloha tohoto středu otáčení není fixní, ale v průběhu pohybu se mění po zakřivené trajektorii. U zdravé páteře se tato trajektorie nachází v oblasti disku. Práce [18] rovněž uvádí, že se poloha okamžitého středu otáčení u nepoškozeného páteřního segmentu nachází ve středu disku. Údaje o poloze toho středu otáčení se však liší dle jednotlivých autorů a v závislosti na tom, jestli byla analýza prováděna experimentálně In vitro nebo výpočtovým modelováním. [3], [6], [18]

7 STABILIZACE PÁTEŘE

Pokud dojde následkem degenerativního postižení pohybového segmentu k útlaku nervových struktur, mohou se obtíže projevat nejen jako bolest, ale i jako výpadky hybnosti a citlivosti. Pokud tento útlak přetrvává delší dobu, dochází k odumírání postižených nervových struktur a ztrátě jejich funkce. Vzhledem k omezené regenerační schopnosti nervových struktur tato situace vyžaduje rychlý chirurgický zákrok. [16] Principem operační léčby je dosažení repozice, trvalé stabilizace a v případě útlaku nervových struktur i dekomprese.

Ke stabilizaci bederní páteře se nejvíce používají fixační systémy implantované ze zadního operačního přístupu, jimiž lze stabilizovat i vyšší počet segmentů.

7.1 FÚZE

Fúzi můžeme považovat za tradiční přístup ke znovuoobnovení stability postiženého segmentu, jejíž cílem je spojit sousední obratle tak, aby nedocházelo k jejich vzájemnému pohybu. Odstranění meziobratlového disku a kostních výrůstků může snížit tlak na okolní nervovou soustavu a snížit bolestivost. Nicméně pooperační komplikace u fúzního přístupu jsou značně vyšší než u mimo fúzních přístupů stabilizace. Důsledkem zamezení pohybů fúzí spojených obratlů dochází k většímu zatížení přilehlých segmentů, což vede k jejich rychlejší degeneraci. [20]

7.2 POSTERIORNÍ PODDAJNÉ FIXÁTORY

Z důvodu možných degenerativních komplikací u obratlů spojených fúzí a degeneraci přilehlých segmentů bylo vyvinuto několik typů posteriorní stabilizace páteřního segmentu s použitím metody tzv. dynamické neutralizace. [10], [25] Jedná se o systémy umožňující zachovat částečnou hybnost postiženého segmentu. [23] S přihlédnutím k možným komplikacím spojeným s fúzí obratlů nebo výměnou meziobratlového disku se hledá řešení jak disk zachovat. Toto řešení je možné pouze, jedná-li se o disk ve střední fázi jeho degenerace. [14]

Cílem poddajných fixátorů je příznivě ovlivnit namáhání páteřního segmentu. Poddajná stabilizace má tři základní úkoly: 1) stabilizovat postižený segment, 2) umožnit alespoň částečný pohyb skrze stabilizovaný páteřní segment, 3) podílet se na přenosu zatížení spolu s diskem a meziobratlovými klouby. Fixátory můžeme

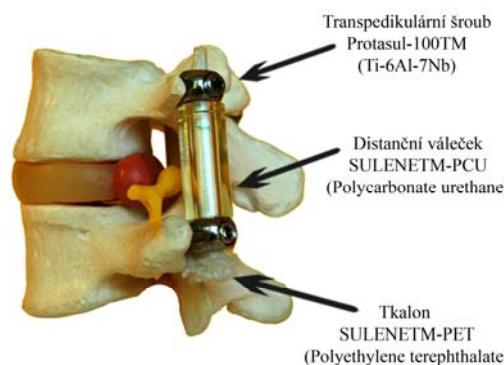
rozdělit do tří kategorií: 1) Transpedikulární fixátory, 2) Interspinózní rozpěrky, 3) Náhrady meziobratlových kloubů.

Poddajné transpedikulární fixátory vychází z konstrukce tuhých fixátorů používaných k fúzi obratlů. U těchto typů je pevný prvek spojující šrouby nahrazen pružným prvkem, který zajišťuje přenos zatížení skrze fixátor a zároveň snižuje jeho tuhost. Tyto fixátory redukuje zatížení přenášené na disk a meziobratlové klouby a zároveň snižují možnost degenerativních změn u sousedních segmentů.

7.3 FIXÁTOR DYNESYS

V následujícím textu je větší pozornost věnována fixátoru Dynesys, který bude dále brán jako vzor pro vytvoření modelu geometrie poddajného fixátoru. DYNESYS je poddajný páteřní fixátor, který je navržen ke stabilizaci porušeného páteřního segmentu při zachování meziobratlového disku a meziobratlových kloubů [38]. Zařízení používá pružných materiálů, které omezují pohyb a zároveň zachovávají část z přirozeného rozsahu pohybů. Fixátor se aplikuje párově z obou stran segmentu. Fixátor *Dynesys*® byl poprvé v Evropě představen v polovině 90. let jako nefúzní transpedikulární systém. Původní technologie byla vyvinuta Dr. Gillesem Duboisem z Nouvelle Clinique St. Jean, Francie, která následně přešla pod Zimmer GmbH, kde dále pokračoval jeho vývoj. Fixátor byl poprvé použit v Evropské unii v roce 1994 jako transpedikulární systém pro nefúzní aplikace. V březnu 2009 bylo zaznamenáno přes 40.000 implantací toho typu fixátoru.

Fixátor Dynesys se skládá ze dvou kónických transpedikulárních šroubů vyrobených z titanové slitiny (Protasul 100 - Ti-6Al-7Nb), polyesterového tkalonu tvořeného Sulenem-PET a distančního válečku z polykarbonátůretanu Sulene-PCU. Tkalon je protažen válcovým otvorem distančního válečku a otvory v hlavicích transpedikulárních šroubů na každé straně a zajištěn imbusovými šrouby v hlavicích šroubů. Zatímco tkanice omezuje tahové namáhání a tím omezuje rozsah flexe, pružné distanční válečky limitují tlakové namáhání a tím nadměrnou extenzi. Předpětí tkanice zvyšuje tuhost fixátoru. Příručka k operativnímu postupu udává základní hodnotu předpětí tkalonu 300 N.



Obr. 2: Páteřní segment s aplikovaným fixátorem Dynesys s jeho popisem

8 VÝPOČTOVÝ MODEL

Tato kapitola pojednává o postupu vytvoření celkového výpočtového modelu, tedy o tvorbě modelu geometrie, modelu materiálu, výběru vhodných typů elementů pro vytvoření konečnoprvkové sítě a modelu zatížení a vazeb. Modelování fyziologického páteřního segmentu s fixátorem je složitý a komplexní problém.

8.1 VYTVOŘENÍ MODELU GEOMETRIE OBRATLŮ

Jako vstupní data pro vytvoření modelu geometrie páteřního segmentu byly použity CT řezy čtvrtého a pátého bederního obratle 38 leté ženy, získaných z otevřené

databáze The Visible Human Project. [27] Řezy byly snímány s odstupňováním po 1 mm. CT řezy byly importovány do programu STL Model Creator vytvořený v prostředí Matlab, kde s pomocí automatické segmentace (prahování) a manuální segmentace (vytvoření obrysu ručně, vybranými body je proložena interpolační křivka typu splajn), byl vytvořen STL soubor polygonální sítě, která popisuje povrch páteřních obratlů. Dále v programu SolidWorks byla polygonální síť upravena a následně byl vytvořen objem, tedy 3D model geometrie páteřního obratle.

Spongiózní kostní tkáň byla modelována jako kompaktní objem s materiálovými charakteristikami této kostní tkáně. Kortikální kostní tkáň byla modelována skořepinovými prvky s předepsanou tloušťkou 1 mm.

8.2 VYTVOŘENÍ MODELU GEOMETRIE MEZIOBRATLOVÉHO DISKU

Z důvodu malého kontrastu měkkých tkání na CT snímcích je prakticky nemožné určit jejich obrys, proto byly chrupavky meziobratlových kloubů a meziobratlový disk modelovány na základě tvaru a rozměrů ploch obratlů, na které meziobratlové klouby a disk navazují, a analýzy jejich tvaru a rozměrů z dostupné literatury.

Pro vytvoření meziobratlového disku byla využita dolní terminální plocha obratlového těla L4 a horní terminální plocha obratlového těla L5, na které se tento disk napojuje. Na terminálních plochách obratlů jsou rozpoznatelné hraniční body napojení meziobratlového disku. Těmito body na obou plochách byly proloženy splajny, které byly poté rozděleny na čtyři části. V místech rozdělení splajnů byly vytvořeny čtyři křivky spojující splajny na dolní a horní terminální ploše obratlů. Tvar těchto křivek popisuje přirozené vyboulení disku v dané oblasti. V programu SolidWorks byly z odpovídajících splajnů vytvořeny čtyři boční plochy meziobratlového disku. Dolní a horní plocha disku byla vytvořena okopírováním terminální plochy obratlového těla ohraničené splajnem. Z takto získaných ploch byl vytvořen objem meziobratlového disku. Tento objem byl poté rozdělen na podobjemy jádra a prstence disku. Prsteneček disku byl modelován dvěma objemy. Jedním v dorsální a druhým ve ventrální oblasti, což nám umožňuje postihnout rozdílné materiálové vlastnosti v těchto oblastech. Jádro zaujímá zhruba 30 % objemu disku. Chrupavčitá deska je modelována skořepinovými prvky na části povrchu rozhraní mezi diskem a tělem obratle. Model geometrie a následně i model materiálu jádra i prstence disku byly vytvořeny na základě prací [1], [5], [19].

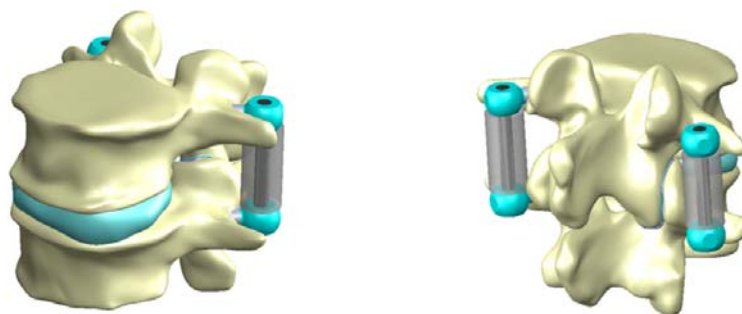
8.3 VYTVOŘENÍ MODELU GEOMETRIE KLOUBNÍCH CHRUPAVEK

Model kloubních chrupavek byl vytvořen podobným způsobem jako disk. Na modelu geometrie obratle vytvořeného z CT snímků jsou na kloubních výběžcích patrné hraniční body nebo části hranice kloubních chrupavek. Těmito body byl proložen splajn a následně vytvořena plocha chrupavky na horním i dolním kloubním výběžku. Mezi oběma křivkami byla vytvořena "válcová" plocha. Větší z ploch na kloubních výběžcích byla zkopírována do "poloviční" vzdálenosti mezi kloubní výběžky, kde tato nová plocha protнула "válcovou" plochu, vznikla křivka, ze které byla vytvořena plocha. Ta byla bez posuvu zkopírována. Objem chrupavky

byl následně vytvořen z plochy na kloubním výběžku, plochy uprostřed výběžků a odpovídající částí rozdělené "válcové" plochy.

8.4 VYTVOŘENÍ MODELU GEOMETRIE PODDAJNÉHO FIXÁTORU

Dále byly vytvořeny modely geometrie šroubů, distančního válečku a tkalonu. Vytvořený model fixátoru vychází z vyráběného a v praxi aplikovaného fixátoru Dynesys. Z něj byla přejata koncepce, základní rozměry a mechanické vlastnosti některých částí. Velká pozornost byla věnovaná modelu spojení obratle s fixátorem transpedikulárními šrouby. V závitech mezi kostní tkání a šroubem dochází ke koncentraci poměrného přetvoření a napětí. Vysoké hodnoty přetvoření v kostní tkáni mohou způsobit porušení remodelace kostní tkáně, její sklerotizaci a následné uvolnění šroubu. Vytvoření modelu geometrie šroubu a kostní tkáně v okolí závitu na vysoké rozlišovací úrovni umožnil submodel šroubu s válcem kostní tkáně, který byl vložen do modelu geometrie obratle. Zavedení šroubů do těla obratle skrze pedikly je v souladu s doporučením operačního manuálu a odpovídá klinické praxi. ^[34] Při vytváření modelu geometrie byla současně s vysokou úrovní modelu geometrie sledovaná možnost a úroveň konečnoprvkové sítě.



Obr. 3: Kompletní model geometrie páteřního segmentu s fixátorem

8.5 EXPORT DO PROSTŘEDÍ ANSYS WORKBENCH

Takto vytvořená sestava v programu SolidWorks byla exportována ve formátu `x_t` parasolid do prostředí ANSYS Workbench 14.0. Díly byly po exportu spojovány v podsestavy příkazem „form new part“. Toto spojení při tvorbě MKP sítě zajistí společné uzly na rozhraní mezi dvěma objemy. Jednotlivé podsestavy byly následně k sobě připojeny kontaktním prvky, což vyžadovalo oddělenou síť.

8.6 MODEL MATERIÁLU PRVKŮ PÁTEŘNÍHO SEGMENTU S PODDAJNÝM FIXÁTOREM

Kortikální i spongiózní kostní tkáň vykazují nehomogenity, anizotropii a při stálém zatížení změnu deformace v čase. Na základě analýzy řešeného problému rešeršních studií byl pro kortikální a spongiózní kostní tkáň a ostatní prvky páteřního segmentu vybrán model homogenní, izotropní, lineárně pružný. Tento model má dvě materiálové charakteristiky - modul pružnosti v tahu E a Poissonovo číslo μ .

Použité hodnoty materiálových charakteristik se v jednotlivých pracích do určité míry lišily, což je způsobeno závislostí materiálových charakteristik na věku jedince, na jeho pohlaví, případném onemocnění, míře zatěžování jednotlivých prvků

segmentu a řadě dalších faktorů. V této práci jsou pro jednotlivé komponenty použity materiálové charakteristiky ve fyziologickém stavu.

V tabulce 2 jsou uvedeny hodnoty materiálových charakteristik, které byly na základě analýzy těchto prací a cílů dizertační práce použity ve výpočtech pro jednotlivé modely a zatěžovací stavy. Vlastnosti titanu, stejně jako většiny kovů, při řešení problémů mechaniky umožňují aplikaci výše uvedeného modelu materiálu. Pro materiál tkalonu a distančního válečku, na základě analýzy řešeného problému a rešeršních studií, je použitelný stejný model materiálu.

Hodnoty materiálových charakteristik pro titanovou slitinu transpedikulárních šroubů (Ti6Al4V) byly převzaty z knihovny materiálových vlastností - MatWeb.^[17] Hodnoty materiálových charakteristik tkalonu a distančního válečku byly převzaty z literatury [8]. Tyto hodnoty byly ověřeny experimentálními zkouškami, které proběhly na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky v Brně. Ze zkoušky byla určena závislost síly a posuvu, která byla následně přepočítána na závislost napětí-přetvoření. Z pracovního diagramu byla určena hodnota modulu pružnosti v tahu E , která byla ve shodě s hodnotou uvedenou v práci [8].

	E [MPa]	μ [-]
kortikální kostní tkáň	16 000	0.25
spongiózní kostní tkáň	120	0.25
nucleus pulposus	2	0.49
anulus fibrosus – vrstva 1	25	0.39
– vrstva 2	15	0,41
chrupavčitá deska	500	0.25
chrupavka meziobratl. kloubů	2,28	0.3
titanová slitina šroubu Protasul 100 - Ti-6Al-7Nb	110 000	0.3
tkalon SULENE® PET	1050	0.3
distanční váleček SULENE® PCU	63	0.3

Tab. 2: Hodnoty použitých materiálových charakteristik

8.7 TVORBA KONEČNOPRVKOVÉ SÍTĚ

S přihlédnutím ke složité geometrii modelu byl pro vytvoření konečnoprvkové sítě spongiózní kostní tkáně vybrán objemový, kvadratický prvek **SOLID 187**, který se v praxi ukázal jako nejvhodnější. Je vhodný pro automatické generování sítě. Stejný prvek byl použit také pro modelování šroubů fixátoru. Pro modelování kortikální kostní tkáně i chrupavčité desky byly objemové prvky pokryty vrstvou skořepinových prvků **SHELL 181**. Těm byla předepsána tloušťka po celém povrchu 1 mm^[5]. Síť meziobratlového disku a kloubních chrupavek byla rovněž vytvořena pomocí objemových prvků **SOLID 187**. Tvar tkalonu a distančního válečku umožňuje vytvořit mapovanou síť, proto byl použit prvek **SOLID 186**.

Jedním z cílů této práce je analýza mechanické interakce mezi šroubem fixátoru a kostní tkání. Tvar zavítu šroubu vytváří koncentrátoři napětí a přetvoření, z tohoto důvodu bylo nutné v této oblasti síť konečných prvků podstatně zjemnit.

Celkový počet elementů soustavy je 279.490.

prvek segmentu	typ elementu	velikost elementu
kortikální kostní tkáň	SHELL 181 (tloušťka 1 mm)	2 mm
spongiózní kostní tkáň	SOLID 187	2 mm
nucleus pulposus	SOLID 187	2 mm
anulus fibrosus	SOLID 187	2 mm
chrupavčitá deska	SHELL 181 (tloušťka 1 mm)	2 mm
chrupavka meziobratl. kloubů	SOLID 187	0,5 mm
kontaktní prvky	CONTA 174, TARGE 170	--
transpedikulární šroub	SOLID 187	1 mm
plocha šroubovice	SOLID 187	0,5 mm
tkalon	SOLID 186	1 mm
distanční váleček	SOLID 186	1 mm

Tab. 3: Použité typy elementů

8.8 VYTVOŘENÍ KONTAKTNÍCH DVOJIC

Styk prvků páteřního segmentu je modelován kontaktními prvky. Kontaktní prvky byly použity také na rozhraní částí páteřního segmentu s různou hustotou konečných prvků. Každá kontaktní dvojice byla ručně nastavena v prostředí Workbench.

Na základě vlastností kontaktních prvků uvedených v manuálu výpočtového systému ANSYS 14.0 Workbench a zkušeností s řešením biomechanických problémů byly vybrány kontaktní prvky **CONTA 174 a TARGE 170**.

Přehled použitých typů kontaktních vazeb:

chrupavky meziobratlových kloubů	- FRICTIONAL ($f=0,02$)
meziobratlový disk - tělo obratle	- BONDED
spongiózní kost - kortikální kost	- BONDED
spongiózní kost - okolí šroubu	- BONDED
šroub - okolí šroubu	- BONDED
šroub - tkalon	- BONDED
šroub - distanční váleček	- FRICTIONLESS
tkalon - distanční váleček	- FRICTIONLESS

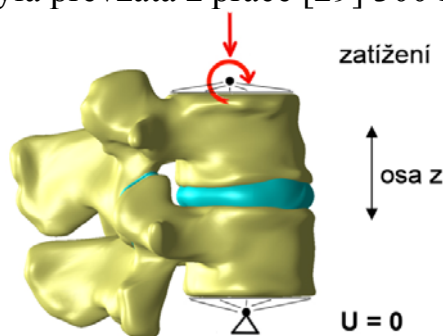
8.9 MODEL ULOŽENÍ SOUSTAVY

Jak bylo zmíněno v kapitole Pohyblivost a Zatížení páteře, vzájemné natočení dvou sousedních obratlů vůči sobě při zatěžování lze charakterizovat na základě okamžitého středu otáčení. Poloha okamžitého středu otáčení se při zatěžování mění. Při určování okamžitého středu otáčení jsme vyšli z prací [6] a [18], kde autoři uvádí, že u fyziologického segmentu je poloha okamžitého středu otáčení nejčastěji ve středu meziobratlového disku. Autoři práce [18] uvádí, že okamžitý střed otáčení se u segmentu s fixátorem Dynesys ve srovnání s fyziologickým stavem nezměnil.

Při vytváření modelu geometrie byly vytvořeny dva body, tzv. řídicí body, které představují okamžité středy otáčení obratlů. Pro všechny varianty řešení byl okamžitý střed otáčení obratle L4 umístěn do středu meziobratlového disku mezi obratli L3 / L4. Tento řídicí bod je pevně spojen s horní terminální plochou obratlového těla L4. Okamžitý střed otáčení obratle L5 je umístěn do středu meziobratlového disku, který se nachází mezi obratlem L5 a křížovou kostí. Takto

vzniklý řídicí bod je pevně spojen se spodní terminální plochou obratle L5. Poloha obou řídicích bodů je uvedena na obrázku 4.

Prostřednictvím řídicích bodů je realizováno uložení a zatěžování páteřního segmentu. Ve spodním řídicím bodě je zamezeno posuvu ve všech směrech. Na základě analýzy byla stanovena deformační varianta zatížení. Jednotlivé zatěžovací stavy se realizují předepsáním odpovídající složky posuvu a natočením v horním řídicím bodě. Např. při lateroflexi (úklonu do boku) bylo do tohoto bodu předepsáno natočení v záporném směru osy y o velikosti $0,9^\circ$ apod.. Hodnota předpětí tkalonu fixátoru byla převzata z práce [29] 300 N.



Obr. 4: Model uložení páteřního segmentu s fixátorem

8.10 POPIS ŘEŠENÝCH VARIANT

Z hlediska formulovaného problému a metody řešení byly vytvořeny dva výpočtové modely. Jeden pro fyziologický stav a druhý pro páteřní segment s aplikovaným fixátorem. Na obou výpočtových modelech byla provedena řešení pro tři zatěžovací stavy: axiální komprese, flexe a kombinace flexe, laterální flexe s rotací.

Hodnoty deformačního zatížení pro jednotlivé modely a varianty zatížení jsou uvedeny v následujících tabulkách.

	Zatížení	Velikost	Předpětí tkalonu
1	komprese	1 mm	--
2	flexe	2°	--
3	kombinace	1° flexe $0,9^\circ$ levá laterální flexe $0,3^\circ$ pravá rotace	--

Tab. 4: Varianty řešení pro výpočtový model fyziologického páteřního segmentu

	Zatížení	Velikost	Předpětí tkalonu
1	komprese	1 mm	300 N
2	flexe	2°	300 N
3	kombinace	$0,9^\circ$ levá laterální flexe 1° flexe $0,3^\circ$ pravá rotace	300 N

Tab. 5: Varianty řešení pro výpočtový model páteřního segmentu s poddajným fixátorem

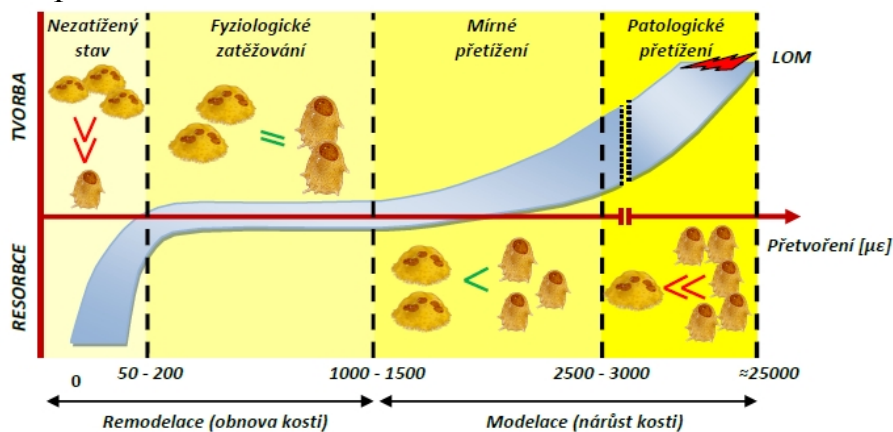
9 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

V této kapitole je provedena prezentace a deformačně napěťová analýza výsledků řešení páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a s aplikovaným poddajným fixátorem pro zatěžovací stav způsobující flexi.

Řešení bylo prováděno na počítači s šesti dvou-jádrovými procesory Intel Core i7 s frekvencí 3,2 GHz s 24 GB RAM. Jeden výpočet trval v rozmezí 0,5 - 2 hodin.

Pro vyjádření a následnou analýzu deformace budou prezentovány celkové posuvy a posuvy v ose z, které jsou významné z hlediska charakteru zatížení na páteřním segmentu ve fyziologickém stavu a segmentu s poddajným fixátorem. Vzhledem k mechanickým vlastnostem materiálů prvků páteřního fixátoru a možným mezním stavům bude deformačně napěťová analýza fixátoru zaměřena na vyhodnocení redukováného napětí podle podmínky HMM u nejvíce namáhaných prvků fixátoru, především šroubů. V důsledku aplikace páteřního fixátoru dojde ke změně namáhání kostní tkáně obratlů. Nadměrné zvýšení nebo snížení namáhání může mít významné negativní důsledky na kvalitu kostní tkáně a funkci páteřního segmentu. V současné době, u většiny biomechanických prací, je analýza mechanicky namáhané kostní tkáně provedena na základě Frostovy hypotézy [4] [22]. Mechanostat hypotéza doktora Frosta^[11] na základě intenzity přetvoření kostní tkáně vymezuje oblast fyziologické remodelace, oblast mírného přetížení a oblast patologického přetížení.

Cyklus remodelace a modelace kosti probíhá kontinuálně a reaguje buď resorpcí, nebo tvorbou nové kostní tkáně na různých místech podle stavu zatížení. U nezatížené kostní tkáně dochází k úbytku kostní hmoty a u přetížené k jejímu nárůstu. Jednotlivé oblasti jsou znázorněny graficky na Obr. 13.1.. V grafu jsou podle Frosta vyznačeny tři významné oblasti stavu kostní tkáně v závislosti na hodnotě intenzity přetvoření. První oblast, s hodnotou intenzity přetvoření v rozsahu $(50 - 1\,500) \cdot 10^{-6}$ [-], je oblast fyziologického namáhání s fyziologickou remodelací kostní tkáně. Druhá oblast, s rozmezím $(1\,500 - 3\,000) \cdot 10^{-6}$ [-], je oblast mírného přetížení a poslední je oblast patologického přetížení s hodnotou intenzity přetvoření vyšší než $3\,000 \cdot 10^{-6}$ [-]. Při překročení mezní hodnoty intenzity přetvoření $25\,000 \cdot 10^{-6}$ [-] dochází k tvorbě sklerotické kostní tkáně, u které je velká pravděpodobnost porušení.



Obr. 5: Prahové hodnoty intenzity přetvoření pro různé stavy zatěžování^[16]

Další významnou mechanickou veličinou, popisující stav biomechanické soustavy, je stykový tlak mezi jednotlivými prvky soustavy. Jedná se především o stykový tlak na meziobratlových kloubech. Proto je v práci provedena analýza stykového tlaku mezi chrupavkami meziobratlových kloubů.

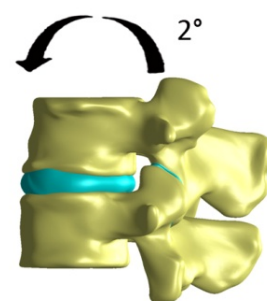
Osy souřadnicového systému pro popis a analýzu výsledků mají následující směry. Osa x medio-laterální, osa y dorso-ventrální a osa z kaudo-kraniální. Kladný smysl je patrný z nákresu souřadnicového systému obr. 13.2. V následujících kapitolách budou hodnoty posuvů uváděny v [mm] a hodnoty napětí v [MPa].

9.1 PREZENTACE A ANALÝZA 2. VARIANTY ZATÍŽENÍ – FLEXE

Druhým zatěžovacím stavem fyziologického páteřního segmentu bylo deformační zatížení způsobující flexi páteřního segmentu (Obr. 6). Na základě analýzy z kapitoly 6 bylo do řídicího bodu spojeného s horní terminální plochou obratle L4 předepsáno natočení způsobující flexi o velikosti 2°.

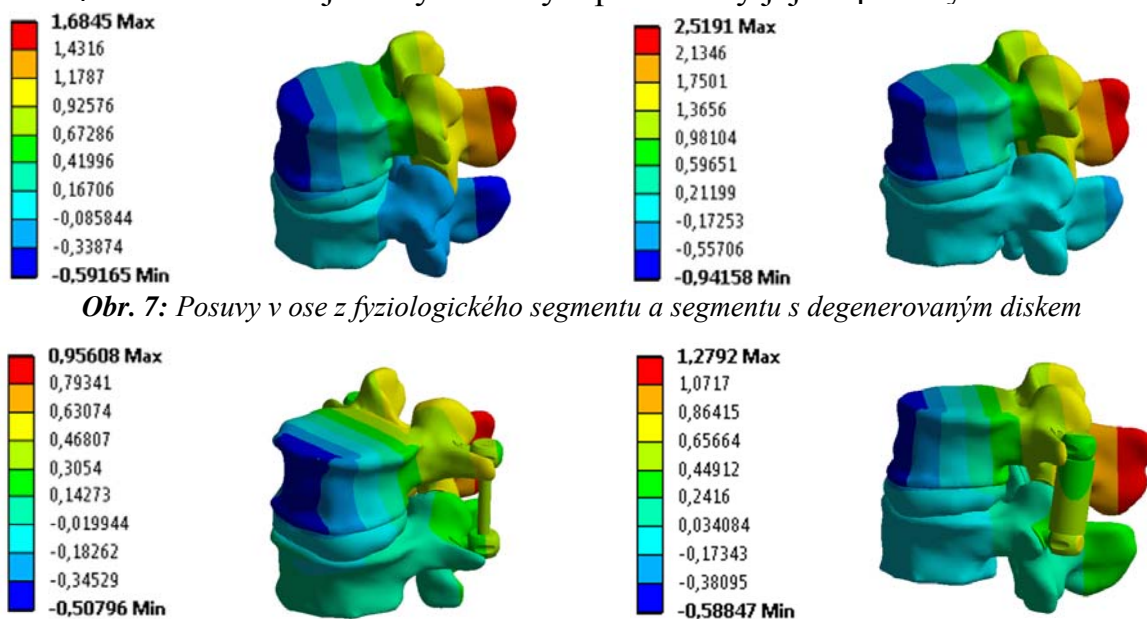
9.1.1 Prezentace posuvů segmentu

Deformační zatížení páteřního segmentu s porušeným diskem, nebo páteřního segmentu s aplikovaným fixátorem nedává relevantní hodnoty posuvů z hlediska řešeného problému. Proto byly na základě řešení deformačně zatěžovaného páteřního fyziologického segmentu určeny hodnoty výsledných stykových sil a momentů silových dvojic v uložení segmentu. S takto stanovenými hodnotami složek sil a momentů v jednotlivých směrech v horním řídicím bodě, s nulovými posuvy ve spodním řídicím bodě, byl zatížen páteřní segment ve fyziologickém stavu,



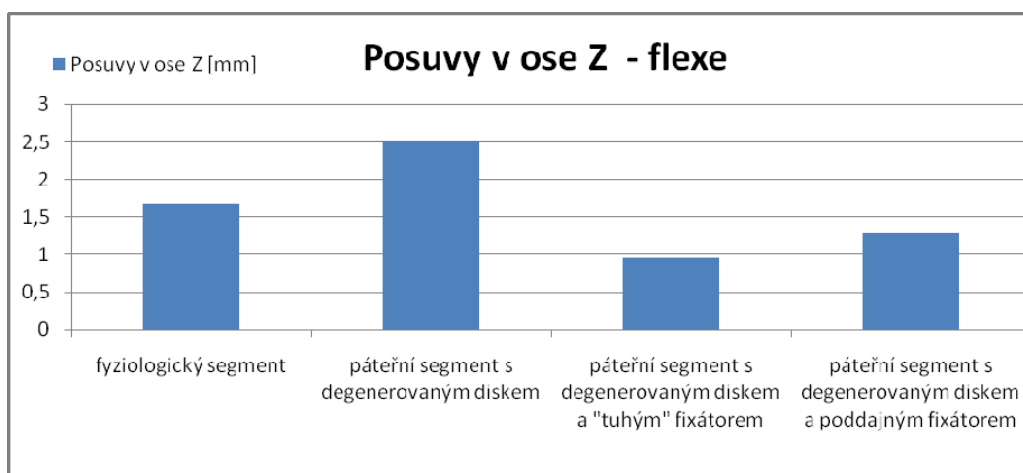
Obr. 6: Schematické znázornění zatížení - flexe

s degenerovaným diskem a s aplikovaným „tuhým“ a poddajným fixátorem. Na následujících obrázcích jsou vykresleny a porovnány jejich posuvy v ose z.



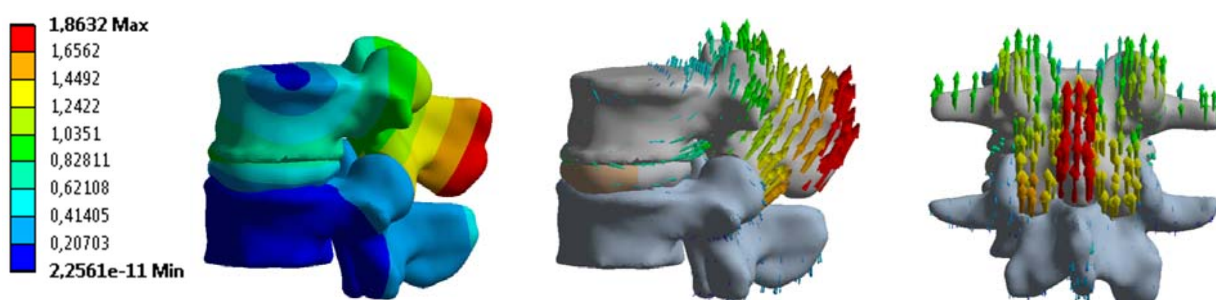
Obr. 7: Posuvy v ose z fyziologického segmentu a segmentu s degenerovaným diskem

Obr. 8: Posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" a poddajným fixátorem



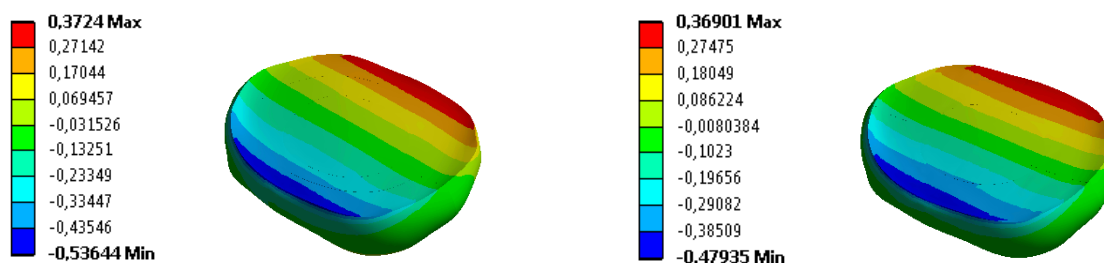
Graf 1: Znáznornění posuvů v ose z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu

Pro větší názornost jsou na následujícím obrázku (Obr. 9) vykresleny celkové posuvy fyziologického segmentu ve složkovém i vektorovém vyjádření. Z posouzení deformace je zřejmé, že dochází k flexi páteřního segmentu. Vzhledem k tomu, že okamžitá osa natačení prochází středem meziobratlového disku, k nejvyššímu posuvu dochází na konci spinálního výběžku obratle L4, který je od osy otáčení nejvíce vzdálen. Z pohledu v dorsální směru je zřejmé, že v důsledku asymetrie segmentu dochází k částečné lateroflexi.



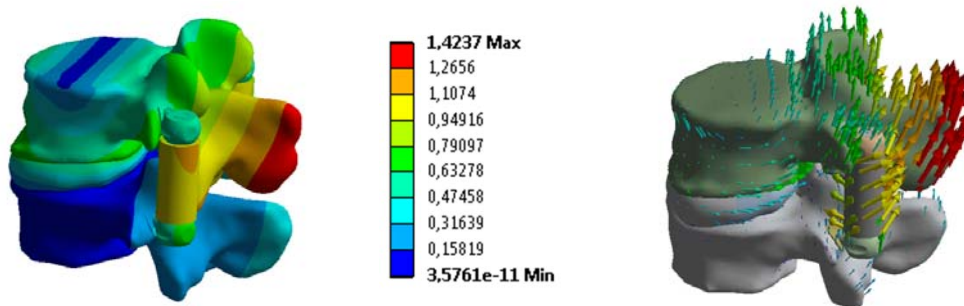
Obr. 9: Složkové a vektorové znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu

Na Obr. 10 je zřejmé, že při flexi dochází ke stlačení meziobratlového disku v jeho ventrální oblasti a k natažení v dorsální oblasti. U flexe má největší vliv na deformaci fyziologického segmentu meziobratlový disk. Po aplikaci fixátoru došlo ke zmenšení deformace disku vzhledem k fyziologickému segmentu, především v jeho ventrální části (-0,53 → -0,48 mm).



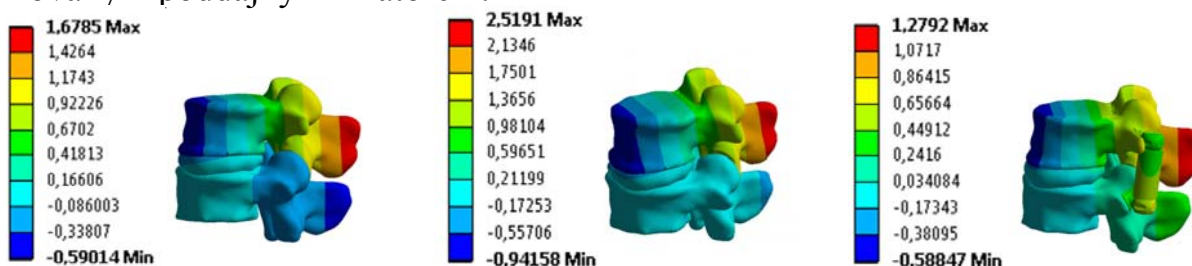
Obr. 10: Posuvy v ose z [mm] disku fyziologického segmentu a segmentu s fixátorem

Na obrázku 11 jsou vykresleny celkové posuvy [mm] páteřního segmentu s fixátorem při flexi. Z obrázku je patrné, že posuv spinálního procesu obratle L4 je v porovnání s fyziologickým stavem výrazně menší (Obr. 9).



Obr. 11: Znáznornění celkových posuvů [mm] segmentu s fixátorem

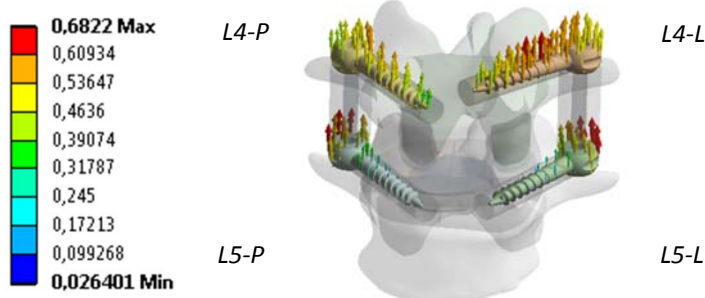
Pro větší názornost jsou na následujícím obrázku 12 vedle sebe vykresleny posuvy v ose z pro fyziologický segment, segment s porušeným diskem a segment s aplikovaným poddajným fixátorem.



Obr. 12: Vykreslení posuvů ve směru osy z [mm] u fyziologického segmentu, segmentu s degenerovaným diskem a segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem

Z uvedených obrázků a porovnání hodnot posuvů (Graf. 1) je zřejmé, že při flexi u segmentu s degenerovaným diskem dochází k výraznému nárůstu deformace, což se projeví zvětšením posuvů v ose z. Maximální hodnota posuvu v ose z se zvýší z hodnoty 1,68 mm u fyziologického segmentu na hodnotu 2,52 mm u segmentu s porušeným diskem. Cílem aplikace fixátoru je patologickou deformaci omezit, což bylo splněno u obou fixátorů. Hodnota maximálního posuvu v ose z u segmentu s aplikovaným “tuhým” fixátorem klesla na hodnotu 0,96 [mm], což je hodnota podstatně nižší než u fyziologického segmentu. U segmentu s poddajným fixátorem se hodnota maximálního posuvu ve směru osy z také snížila vzhledem k fyziologickému segmentu (1,68 → 1,28 mm), ale rozdíl není tak velký jako u “tuhého” fixátoru.

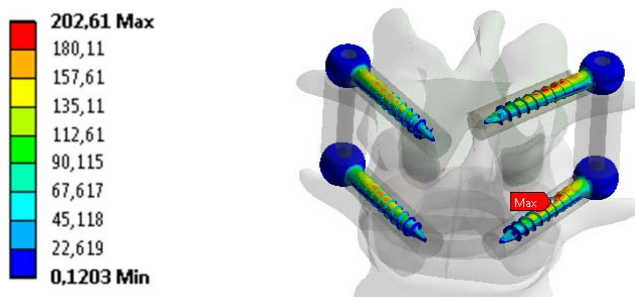
Na následujícím obrázku jsou vykresleny hodnoty celkových posuvů šroubů. Vlivem zatížení obratle L4 a mechanické interakci mezi prvky páteřního segmentu a fixátoru dochází k posuvům a natočení všech prvků soustavy. Celkové posuvy a vliv asymetrie soustavy na posuvy šroubů jsou patrné z Obr. 13.



Obr. 13: Vektorové znázornění celkových posuvů [mm] transpedikulárních šroubů

9.1.2 Napěťová analýza transpedikulárních šroubů

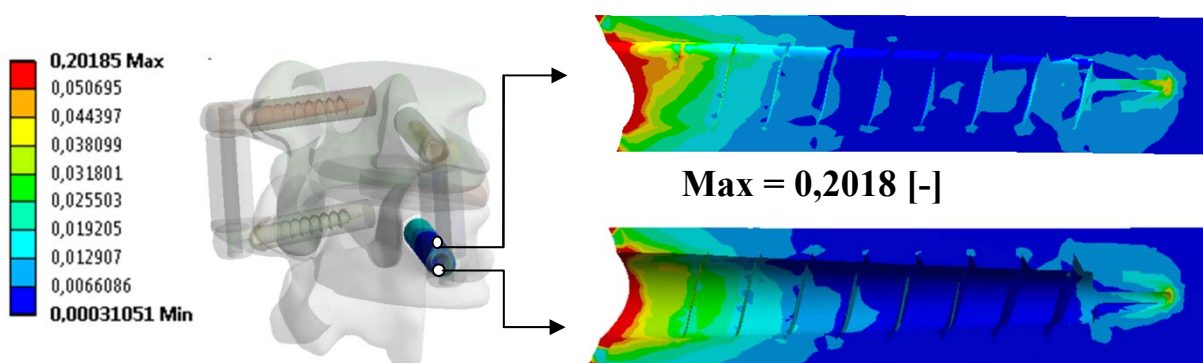
Z Obr. 14 je patrný ohybový charakter namáhání šroubu. Vyšší hodnoty napětí se vyskytují u šroubů L4-L a L5-L. Maximální hodnota redukovaného napětí je 202,61 MPa na levém spodním šroubu, při které nedojde k překročení mezního stavu pružnosti. Mez kluzu materiálu je 700 MPa. [17]



Obr. 14: Redukované napětí HMM [MPa] šroubů

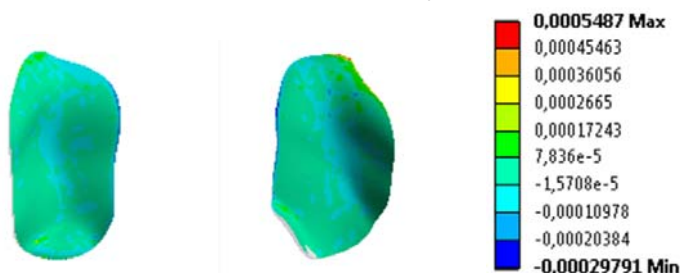
9.1.3 Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů

Na obrázku 15 jsou zobrazeny hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-P, u kterého je ze všech čtyřech šroubů nejvyšší hodnota intenzity přetvoření. Maximální hodnota $201\ 800 \cdot 10^{-6}$ [-] je výrazně vyšší ve srovnání s maximální hodnotou u předešlé zatěžovací varianty - komprese, kde se maximální hodnoty pohybují v rozmezí $16\ 919 - 60\ 400 \cdot 10^{-6}$ [-]. Na základě literatury je možno dojít k závěru, že flexe vyvolává největší namáhání. Oblasti vyšších hodnot intenzity přetvoření se v tomto případě vyskytují v místech vyústění šroubu z obratlového těla a v okolí špičky šroubu. Maximální hodnoty intenzity přetvoření v okolí šroubů u této varianty zatížení se pohybují v rozmezí $(142\ 100 - 201\ 800) \cdot 10^{-6}$ [-].



Obr. 15: Vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-P

9.1.4 Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů



Obr. 16: Kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem - kontaktní tlak [MPa]

Na Obr. 16 je vykreslen kontaktní tlak na kloubních chrupavkách obratlů u segmentu s poddajným fixátorem. Z obrázku je zřejmé, že povrch kloubních chrupavek zůstává odlehčený. V případě fyziologického segmentu i segmentu s poddajným fixátorem dochází k oddálení kloubních ploch.

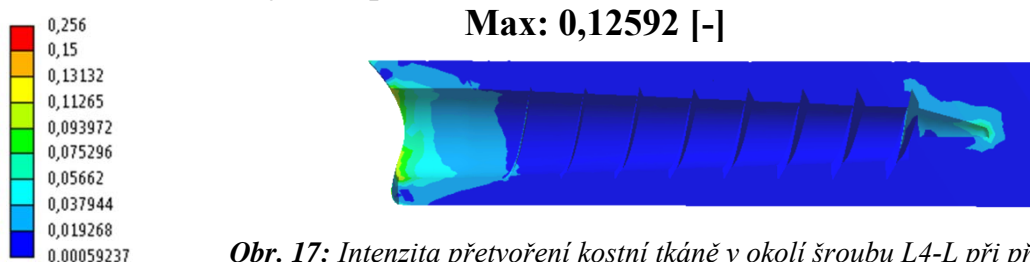
9.1.5 Analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu fixátoru na namáhání kostní tkáně a transpedikulárních šroubů

V kapitole 7.3. byl podrobně popsán princip poddajných fixátorů, funkce jednotlivých částí a příklady jeho aplikace. Při aplikaci poddajného fixátoru Dynesys je v operačním manuálu doporučena základní hodnota předpětí v tkalonu 300 N. Je zřejmé, že změna velikosti předpětí způsobí změnu tuhosti fixátoru, což povede k odlišným výsledkům. Jednou z nejčastějších příčin problémů po aplikaci fixátoru je tvorba patologické kostní tkáně vlivem jejího přetížení. Přetížení kostní tkáně je v současné době nejčastěji posuzováno pomocí Frostovy teorie na základě velikosti intenzity přetvoření.

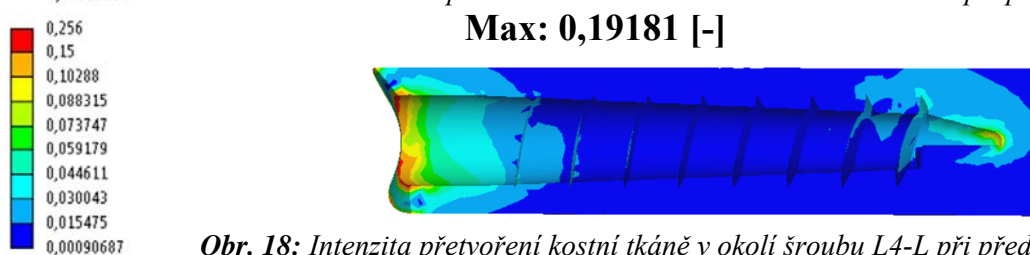
V následující podkapitole se zaměříme na řešení, prezentaci a analýzu vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubů a velikost redukovaného napětí v transpedikulárních šroubech. Řešení bylo provedeno na výpočtovém modelu páteřního segmentu s poddajným fixátorem s předepsaným zatížením způsobujícím flexi o velikosti 2°. Při řešení jednotlivých případů byla postupně nastavena hodnota předpětí tkalonu na 0 N, 300 N a 600 N.

9.1.6 Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při flexi

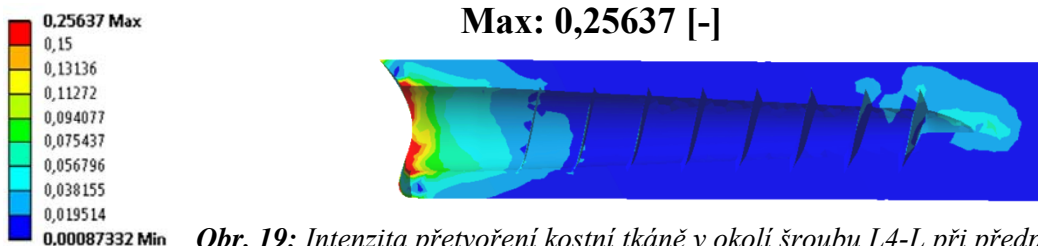
Z uvedené prezentace výsledků pro jednotlivé varianty zatížení je zřejmé, že zatížení páteřního segmentu vyvolávající flexi způsobuje největší namáhání jak šroubů, tak i okolní kostní tkáně. U páteřního segmentu s poddajným fixátorem zatíženého flexí jsou kritická místa z hlediska intenzity přetvoření v ústí šroubu do těla obratle a v okolí špičky šroubu. Prezentovanou a vyhodnocovanou veličinou je intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L. Pro snadnější posouzení výsledků byla při grafickém znázornění pro všechny hodnoty předpětí tkalonu nastavena téměř stejná stupnice.



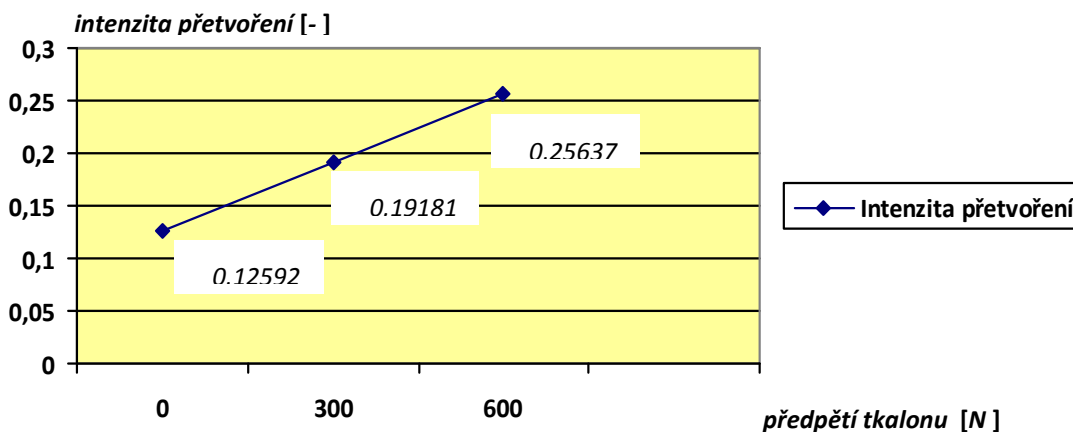
Obr. 17: Intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 0 N



Obr. 18: Intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 300 N



Obr. 19: Intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 600 N



Graf 2: Závislost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L na předpětí tkalonu

Z vykreslených obrázků 17, 18 a 19 je patrné, že s rostoucí hodnotou předpětí tkalonu roste maximální hodnota intenzity přetvoření kostní tkáně. Velikost ovlivnění okolní kostní tkáně v místě vyústění šroubu z těla obratle i hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně postupně rostou. Závislost je téměř lineární.

Z uvedené závislosti vyplývá, že vzhledem k rostoucím hodnotám intenzity přetvoření kostní tkáně a k rostoucí oblasti ovlivnění okolní kostní tkáně v místě vyústění šroubu, kde dochází k tvorbě sklerotické kostní tkáně, není vhodné velikost předpětí tkalonu dále zvyšovat.

9.1.7 Analýza příčin vysokých hodnot intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů

Hodnoty intenzity přetvoření u spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů leží v několika uvedených případech podle Frostovy hypotézy v oblasti patologického přetížení. Zvýšené hodnoty se vyskytují zejména v místech vyústění transpedikulárních šroubů z těl obratlů a v okolí špiček šroubů s prvními závity. Obě místa jsou koncentrátoři napětí.

V případě místa vyústění šroubu fixátoru z těla obratle se jedná o hranový efekt, kde po aplikaci fixátoru v tomto místě vzniká ostrá hrana. Zároveň zde přechází spongiózní kostní tkáň v tenkou vrstvu tvrdé a křehké kortikální kostní tkáně. Obdobně v místě špičky šroubu dochází k náhlé změně tuhosti. Všechny tyto jevy způsobují koncentrátoři napětí a přetvoření.

10 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo provedení mechanické studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem. Na jejím začátku byla provedena rešeršní studie z dostupných literárních zdrojů, která zjišťovala současnou úroveň vědeckých prací na dané téma. Dále byl zpracován úvod do anatomie, mechanických vlastností,

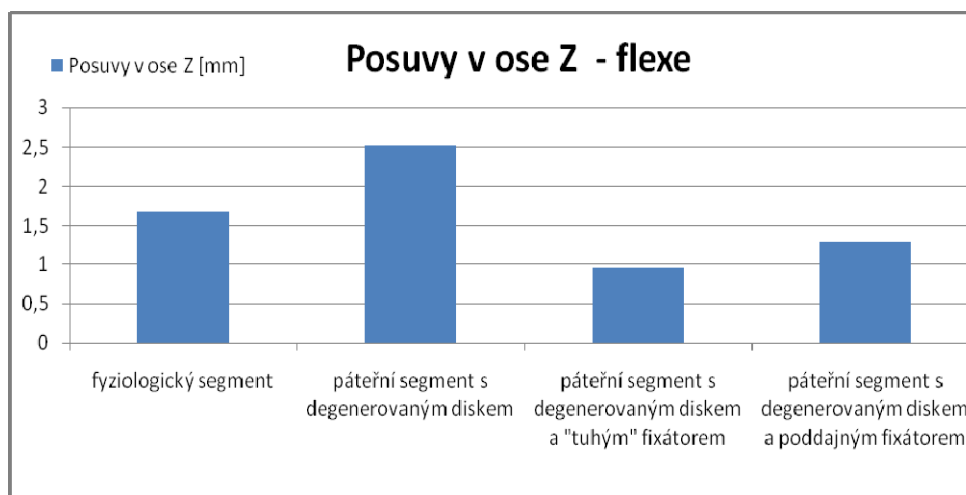
zatížení páteře a způsobů stabilizace páteře. Na základě provedené analýzy metod řešení a možností na ÚMTMB bylo pro řešení problému zvoleno výpočtové modelování metodou konečných prvků. Na základě dostupných CT řezů byl vytvořen model geometrie, z něhož byl spolu s modelem materiálu, zatížení a vazeb sestaven celkový výpočtový model páteřního segmentu s fixátorem. Řešení bylo provedeno pro tři varianty zatížení: zatížení předepsáním posuvu 1 mm způsobující kompresi, zatížení s předepsáním natočení 2° způsobující flexi a zatížení předepsáním kombinace tří různých natočení.

V úvodu prezentace výsledků každé varianty zatížení byly prezentovány posuvy v ose z poddajného fixátoru při porovnání posuvů s fyziologickým segmentem, páteřním segmentem s degenerovaným diskem a segmentem s aplikovaným „tuhým“ fixátorem. Následně byly vykresleny celkové posuvy segmentu a posuvy významné z hlediska namáhání, redukované napětí podle podmínky HMH u podstatných prvků fixátoru, velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí transpedikulárních šroubů fixátoru a velikost kontaktního tlaku u meziobratlových kloubů. Na závěr prezentace výsledků byla pro zatížení způsobující podstatná namáhání provedena analýza vlivu předpětí tkalonu fixátoru na hodnotu intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubů a redukované napětí HMH šroubů.

Z následné analýzy výsledků byly vyvozeny tyto závěry:

Při porovnání posuvů segmentů se zdravým a degenerovaným diskem a segmentů s aplikovaným "tuhým" a poddajným fixátorem je patrné, že při aplikaci poddajného fixátoru dochází ke stabilizaci porušeného segmentu a k částečnému zachování jeho pohyblivosti. Ve všech řešených variantách se hodnoty posuvů v ose z u segmentu po aplikaci poddajného fixátoru blíží hodnotám fyziologického segmentu.

K nejvýraznějším změnám hodnot posuvů v kraniálně-kaudálním směru (v ose z) dochází při flexi. V případě segmentu s porušeným diskem vzrostla maximální hodnota posuvu v ose z oproti fyziologickému segmentu z 1,68 na 2,52 mm (nárůst max. hodnoty posuvu o 50 %), přičemž po aplikaci poddajného fixátoru tato hodnota klesla na 1,28 mm (pokles max. hodnoty posuvu o 24 % oproti fyziologickému stavu) (viz. Graf 3). Z toho lze usuzovat, že fixace zabrání útlaku nervových struktur.



Graf 3: Znáznornění posuvů v ose z [mm] pro různé případy páteřního segmentu při flexi

V případě komprese vzrostla maximální hodnota posuvu v ose z u segmentu s porušeným diskem oproti fyziologickému segmentu z 1,13 na 1,38 mm (nárůst max. hodnoty posuvu o 22 %). Po aplikaci poddajného fixátoru se tato hodnota vrátila na fyziologický posuv 1,13 mm.

Vykreslení posuvů fyziologického segmentu prokázalo, že meziobratlový disk má podstatný vliv na deformaci celého segmentu. U segmentu s fixátorem má významný vliv na deformaci celého segmentu také fixátor. Fixátor mění nejen velikost, ale i rozložení posuvů.

U fyziologického segmentu dochází při kompresi vlivem asymetrie segmentu vedle stlačení segmentu také k natočení obratle L4 vzhledem k obratli L5. U segmentu s fixátorem dochází k odlišnému vzájemnému natočení těchto obratlů v důsledku změny mechanických poměrů po aplikaci fixátoru a vlivem asymetrického zavedení šroubů fixátoru do těl obratlů. Významný vliv při deformaci segmentu má způsob zavedení šroubů fixátoru do těl obratlů. V případě flexe a kombinace pohybů segmentu fixátor zamezuje nadměrnému natáčení obratlů vůči sobě. Ve všech variantách fixátor přenáší část zatížení z obratle L4 a obratel L5.

Při srovnání celkových posuvů fyziologického segmentu a segmentu s poddajným fixátorem je zřejmé, že asymetrické zavedení fixátoru a asymetrická geometrie obratlů a disku ovlivňuje asymetrické stlačení celého segmentu.

V případě transpedikulárních šroubů byla provedena kontrola z hlediska mezního stavu pružnosti. Napěťová analýza šroubů prokázala ohybový charakter namáhání šroubů, přičemž v důsledku asymetrie segmentu a asymetrickému zavedení šroubů dochází k asymetrickému namáhání šroubů. Maximální hodnota redukovaného napětí byla v případě flexe 202,61 MPa. Jelikož mez kluzu materiálu je 700 MPa.^[17], nedojde v žádné z řešených variant k překročení mezního stavu pružnosti.

Při zatížení páteřního segmentu způsobujícího kompresi jsou místa s nejvyššími hodnotami intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí špičky a koncových závitů šroubů. V případě zatížení páteřního segmentu způsobujícího flexi nebo kombinaci natočení to byla především místa vyústění šroubů z těla obratle a špiček šroubů. Nejvyšší hodnoty intenzity přetvoření jsou v případě zatížení segmentu způsobujícího flexi, kde maximální hodnota dosahuje $201\ 800 \cdot 10^{-6}$ [-].

V těchto oblastech, které mají lokální charakter, dochází na základě Frostovy teorie ke vzniku sklerotické tkáně. O významu těchto oblastí z hlediska klinické praxe by bylo vhodné vyvolat diskusi s lékaři.

Hodnoty intenzity přetvoření u spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů leží dle Frostovy hypotézy v některých případech v oblasti patologického přetížení. V případě místa vyústění šroubu fixátoru z těla obratle se jedná o hranový efekt, kde po aplikaci fixátoru v tomto místě vzniká ostrá hrana. Zároveň zde přechází spongiózní kostní tkáň v tenkou vrstvu tvrdé a křehké kortikální kostní tkáně. Obdobně v místě špičky šroubů dochází k náhlé změně tuhosti. Všechny tyto jevy způsobují koncentrátoři napětí a přetvoření.

Při porovnání výsledků řešení s ohledem na zatížení meziobratlových kloubů bylo zjištěno, že u segmentu s fixátorem jsou meziobratlové klouby méně zatíženy.

U zatíženého fyziologického segmentu, u něhož dochází ke kompresi nebo kombinaci natočení, dochází v důsledku vzájemného posunutí kloubních povrchů k jejich dotyku a v místě styku k tlakovému namáhání. Po aplikaci poddajného fixátoru dojde ke snížení kontaktního tlaku na kloubních plochách o 15% u komprese (z 1,91 MPa na 1,67 MPa) a o 27% u kombinace natočení (z 0,29 MPa na 0,21 MPa). V případě flexe dochází k oddálení kloubních ploch. Z uvedeného vyplývá, že fixátor pozitivně ovlivňuje mechanickou interakci mezi obratlovými klouby v kraniálně-kaudálním směru (v ose z).

V návaznosti na zjištěné vysoké hodnoty intenzity přetvoření u kostní tkáně byla provedena analýza vlivu předpětí tkalonu fixátoru na tyto hodnoty. Analýza ukázala, že velikost intenzity přetvoření závisí vedle hodnoty předpětí tkalonu také na způsobu a orientaci zatížení.

Zatímco v případě flexe hodnota intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu se zvyšující se hodnotou předpětí tkalonu roste, pak v případě komprese hodnota intenzity přetvoření při zvyšování předpětí tkalonu klesá. V obou případech se jedná o závislost téměř lineární.

Vzhledem k tomu, že hodnota intenzity přetvoření kostní tkáně byla v případě flexe nejvyšší, $191 \cdot 10^{-6}$ tedy za mezní hodnotou, je potřeba při posuzování vhodnosti/nevhodnosti zvyšování předpětí tkalonu vyjít z této hodnoty. Z uvedené závislosti vyplývá, že vzhledem k rostoucím hodnotám intenzity přetvoření kostní tkáně a k rostoucí oblasti ovlivnění okolní kostní tkáně v místě vyústění šroubu, kde dochází k tvorbě sklerotické kostní tkáně, není vhodné velikost předpětí tkalonu dále zvyšovat.

Hodnota redukovaného napětí HMM transpedikulárních šroubů se zvyšujícím se předpětím tkalonu téměř lineárně roste. Při hodnotě předpětí tkalonu 600 N je maximální hodnota redukovaného napětí 247 MPa. Mez kluzu materiálu je 700 MPa.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] ACAROGLU, E.R. Degeneration and aging affect the tensile behaviour of human lumbar Anulus Fibrosus. *Spine*, 1995, Vol.20, pp. 2690-270.
- [2] ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of Biomechanics*, 2006, no.39, pp. 510-521.
- [3] BARREY, C. Y.; PONNAPPAN, R. K.; SONG, J. Biomechanical Evaluation of Pedicle Screw-Based Dynamic Stabilization Devices for the Lumbar Spine: A Systematic Review. *SAS Journal*, 2008, Vol. 02, Issue 04.
- [4] Biomet website [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: <http://fr.biomet.be/befr-medical/befr-spine/befr-neolif>
- [5] BOGDUK, N.; TWOMEY, L.T. Clinical anatomy of the lumbar spine. Churchill Livingstone, UK, 1987. ISBN 0-443-03505-9.
- [6] CASTELLVI, A. E.; HUANG, H.; VESTGAARDEN, T. Stress Reduction in Adjacent Level Discs via Dynamic Instrumentation: A Finite Element Analysis. *SAS Journal*, 2007, Vol. 01, Issue 02.
- [7] CHOW, D.H.; LUK, K.D.; EVANS, J.H. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine*, 1996, No. 21, pp. 549–555.
- [8] CIENCIALA, J. Ověření stabilizace degenerativních změn bederní páteře systémem Dynesys. Disertační práce, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity v Brně, ve spolupráci s Ústavem mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2008. 80 s.
- [9] CUNNINGHAM, B.W.; KOTANI, Y.; MCNULTY, P.S. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis. *Spine*, 1997, No. 22, pp. 2655–2663.
- [10] DAVIS, R.J. Lumbar dynamic stabilization. Greater Baltimore Neurosurgical Associates, 2009.
- [11] FROST, H.M. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 275(2).
- [12] GARDNER-MORSE, M.G.; STOKES, I.A.F. Structural behavior of human lumbar spinal motion segment. *Journal of Biomechanics*, 2004, no. 37, pp. 205-212.
- [13] HERZOG, W. Clinical biomechanics of spinal manipulation. Churchill Livingstone, Philadelphia, Pennsylvania, 2000. ISBN 0-443-07808-4.
- [14] HOCHSHULER, S. **Posterior Dynamic Stabilization Systems** [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: <http://www.spine-health.com/treatment/back-surgery/posterior-dynamic-stabilization-systems>
- [15] HUDEČEK, D. Deformačně napěťová analýza páteřního obratle s různou úrovní geometrického modelu. Diplomová práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2003. 62 s.
- [16] MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z. Výukový materiál pro stoma-tologickou biomechaniku [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/>
- [17] MatWeb, Source for Materials Information [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: <http://www.matweb.com/>
- [18] NIOSI, CH.A.; ZHU, Q.A.; WILSON, D.C. Biomechanical characterization of the three dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study, *Eur Spine Journal*, 2006 No. 15, pp. 913–922.
- [19] OLIWER, J.; MIDDLEDITCH, A. Functional anatomy of the spine. Butterworth-Heinemann Ltd, 1991. ISBN 0 7506 0052 7.

- [20] PARIKH, R. Biomechanical Comparison of Various Posterior Dynamic Stabilization Systems for Different Grades of Facetectomy and Decompression Surgery. Thesis, The University of Toledo, 2010. 119 p.
- [21] PARIKH, R.; KIAPOUR, A.; MHATRE, D.; GOEL, V.K. Effects of Different Posterior Dynamic Systems (PDS) on Graded Facetectomies, The University of Toledo, Toledo, OH.
- [22] PINTAR, F.A.; CUSICK, J.F.; YOGANANDAN, N. The biomechanics of lumbar facetectomy under compression-flexion. *Spine*, 1992, Phila Pa 1976, Vol. 17(7), pp. 804-810.
- [23] SAPKAS, G.S.; THEMISTOCLEOUS, G.S.; MAVROGENIS, A.F. Stabilization of the Lumbar Spine Using the Dynamic Neutralization System. *Orthopedics*, October 2007 - Volume 30, Issue 10.
- [24] Surgical Technique: Dynamic Stabilization System [online]. Zimmer Spine, Inc.. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: www.zimmerspine.com
- [25] SZPALSKI, M.; GUNZBURG, R.; HUEC, L. Nonfusion Technologies in Spine Surgery. 2007, 1st Edition, Lippincott Williams & Wilkins.
- [26] ŠRÁMEK, J. Degenerativní postižení páteře [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: <http://www.spinesurgery.cz/disability.html>
- [27] U.S. National Library of Medicine: The Visible Human Project [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/>
- [28] WANG, J. L.; PARNIANPOUR, M.; SHIRAZI-ADL, A.; ENGIN, A. E. Viscoelastic Finite-Element Analysis of a Lumbar Motion Segment in Combined Compression and Sagittal Flexion. *Spine*, 2000, Vol. 25, No.3, pp 310–318.
- [29] ZHONG, Z.C.; LIU, C.L.; HSU, H.W. Effect of Cord Pretension of the Dynesys Dynamic Stabilization System on the Biomechanics of Lumbar Spine: A Finite Element Analysis. 2010, WCB 2010, IFMBE Proceedings 31, pp. 533-536.

CURRICULUM VITAE

Jméno a příjmení: Filip Manek

Datum narození: 9. dubna 1981

Národnost: česká

Adresa: Přerovská 68, 779 00 Olomouc

E-mail: filip@manek.cz

VZDĚLÁNÍ:

- 2007 - dosud probíhající doktorské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně obor: Inženýrská mechanika
téma disertační práce: Mechanická studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem
- 2001 – 2007 magisterské studium na Fakultě strojního inženýrství VUT v Brně obor: Aplikovaná mechanika
téma diplomové práce: Deformačně napěťová analýza páteřního fyziologického segmentu
- 1999 – 2000 Carlsbad Junior Highschool, NM, USA
- 1995 – 1999 Gymnázium Olomouc, Čajkovského

PRACOVNÍ ZKUŠENOSTI:

- 2007 - dosud obchodní manažer rodinné firmy

ABSTRAKT

Tato dizertační práce je zaměřena na srovnávací deformačně napěťovou analýzu páteřního segmentu s poddajným fixátorem a fyziologického páteřního segmentu. V jejím úvodu je provedena rešeršní studie z dostupných literárních zdrojů zahrnující současný stav vědeckých prací v řešené oblasti, anatomii jednotlivých komponent páteře, jejich materiálové vlastnosti, způsob a velikost zatížení a analýzu řešení MKP modelů obdobných problémů. Pro vytvoření modelu geometrie páteřního segmentu jsou použity CT řezy páteřního segmentu 38 leté ženy, ze kterých je v modelovacím programu SolidWorks vytvořen model geometrie dvou bederních obratlů L4-L5 a poddajného fixátoru. Následně je s využitím výpočtového systému ANSYS Workbench sestaven celkový výpočtový model páteřního pohybového segmentu s poddajným fixátorem zahrnující modely materiálu, zatížení a vazeb. Na základě výpočtového řešení MKP modelů pro různé druhy zatěžování je provedena deformačně napěťová analýza. Pro porovnání výsledků je provedena detailní srovnávací analýza s fyziologickým páteřním segmentem, segmentem s degenerovaným diskem a segmentem s aplikovaným "tuhým" fixátorem. V rámci deformačně napěťové analýzy páteřního segmentu s poddajným fixátorem je provedena analýza velikosti intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu v závislosti na předpětí tkalonu poddajného fixátoru.

ABSTRACT

This doctoral thesis is focused on comparative stress strain analysis of a spinal segment with a malleable fixation device and a physiologic spinal segment. In its opening a research study from available sources is carried out. It covers the contemporary state of scientific studies in the given area, anatomy of individual components of the spine, material properties, ways and magnitudes of loadings and also the most common FE model used in similar problems solved. To create a model of geometry of a spinal segment CT scans of a spinal segment of a 38-year-old woman are used. Then they are subsequently used in the modeling software SolidWorks to create the model of geometry of two lumbar vertebrae L4 - L5 and a malleable fixation device. Using the computational system ANSYS Workbench, the complete computational model of the spinal motional segment with a malleable fixation device is compiled, covering models of material, loading and bonds. On the basis of the computational solution of FEM models for different ways of loading, a stress-strain analysis is performed. To compare obtained results a detailed comparative analysis with the physiological spinal segment, the segment with the degenerated disc and the segment with applied "rigid" fixation device is carried out. Within the stress strain analysis of the spinal segment with malleable fixation device, an analysis of the magnitude of the strain intensity of spongy bone tissue around the implanted transpedicular screw, depending on the cord pretension of the malleable fixation device, is performed.