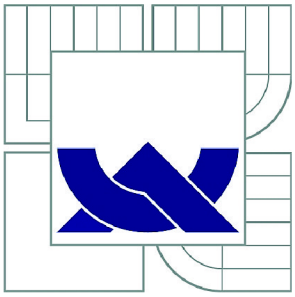
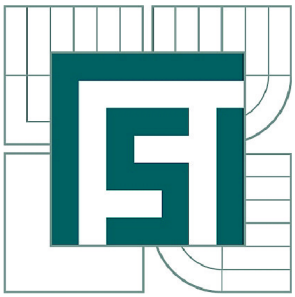


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

MECHANICKÁ STUDIE INTERAKCE PÁTEŘNÍHO SEGMENTU S PODDAJNÝM FIXÁTOREM

BIOMECHANICAL STUDY OF INTERACTION BETWEEN SPINAL SEGMENT AND MALLEABLE FIXATION DEVICE

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE — Ing. FILIP MANEK

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — doc. Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

SUPERVISOR

BRNO 2014

Abstrakt

Mechanická studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem

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

Mechanical study of interaction between spinal segment and malleable fixation device

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 vertebras 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 spongious bone tissue around the implanted transpedicular screw, depending on the cord pretension of the malleable fixation device, is performed.

Klíčová slova

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

Key Words

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

Bibliografická citace

MANEK, F. *Mechanická studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 135 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc..

Čestné prohlášení

Tímto prohlašuji, že dizertační práci jsem vypracoval sám pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CSc. s využitím vlastních znalostí a použité odborné literatury.

Filip Manek, Brno, srpen 2014 .....

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval svému školiteli doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., za jeho velkou ochotu, trpělivost a odbornou pomoc při řešení mnoha problémů týkajících se této dizertační práce.

Mé poděkování patří také mým kolegům Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. a Dr. Zdence Sant z Univerzity of Malta za jejich rady a odborné konzultace.

Nemohu zapomenout poděkovat své rodině a svým nejbližším za jejich velkou podporu a zázemí v průběhu tvorby této práce.

OBSAH

1 Úvod **12**

2 Popis problémové situace **14**

3 Formulace problému **16**

4 Analýza metody řešení **17**

5 Rešeršní studie **18**

5.1. Práce zaměřené na biomechanickou analýzu páteřního segmentu s aplikovaným tuhým nebo poddajným fixátorem 18

5.2. Práce zaměřené na výpočtové modelování fyziologického páteřního segmentu 23

5.3. Práce zaměřené na experimentální studii páteřního segmentu 28

5.4. Práce provedené na Ústavu mechaniky těles, FSI Brno 30

5.5. Závěr z rešeršní studie 32

6 Anatomie páteře **33**

6.1. Označení rovin a popis směrů v anatomii 33

6.2. Kostra 34

6.3. Páteř 34

6.4. Páteřní segment 35

6.5. Obratle 35

6.6. Obratle bederní 36

6.7. Spojení obratlů 36

6.7.1. Meziobratlový disk 36

6.7.2. Meziobratlové klouby 37

6.7.3. Chrupavka 38

6.7.4. Vazy páteře 39

6.8. Struktura kostní tkáně 39

6.8.1. Mikrostruktura kostní tkáně 39

6.8.2. Makrostruktura kostní tkáně 40

7 Mechanické vlastnosti prvků páteře **41**

7.1. Kostní tkáň 41

7.2. Obratel 41
7.3. Meziobratlový disk 42
7.3.1. Nucleus pulposus 42
7.3.2. Anulus fibrosus 43
7.3.3. Chrupavčitá deska 44

8 Zatížení a pohyblivost páteře **45**
8.1. Základní složky pohybu páteře 45
8.2. Komprese 45
8.3. Flexe 47
8.4. Extenze 47
8.5. Rotace 48
8.6. Laterální flexe 48
8.7. Rozsah základních složek pohybu v segmentech bederní páteře 49
8.8. Rozsah doprovodných složek pohybu k základním složkám pohybu páteře 50
8.9. Rozsah základních složek pohybu páteřního segmentu po aplikaci fixátoru 50
8.10. Natáčení obratlů vůči sobě - okamžitý střed rotace 55
8.11. Meziobratlové klouby 55
8.12. Vazy 56
8.13. Svaly 56

9 Patologické změny páteřního segmentu **57**
9.1. Výhřez meziobratlového disku 57
9.2. Porušení chrupavčité desky 58
9.3. Poranění páteřního segmentu vlivem torze 58
9.4. Degenerativní změny páteřního segmentu 59
9.5. Degenerativní změny meziobratlových kloubů 59

10 Stabilizace páteře **61**
10.1. Fúze 61
10.2. Posteriorní poddajné fixátory. 62
10.3. Klasifikace posteriorních poddajných fixátorů. 63
10.3.1. Transpedikulární fixátory 63
10.3.2. Interspinózní rozpěrky 65
10.3.3. Náhrady meziobratlových kloubů 66
10.4. Náhrady meziobratlového disku 67

11 Transpedikulární poddajný fixátor **68**
11.1. Fixátor ISOBAR TTL 58

11.2. Fixátor BioFLEX 69
11.3. Fixátor Dynesys 69
11.3.1. Historie a vývoj 70
11.3.2. Popis a funkce fixátoru 70
11.3.3. Aplikace fixátoru 71

12 Tvorba modelu **73**
12.1. Model geometrie 73
12.1.1. Vytvoření modelu geometrie obratlů 73
12.1.2. Vytvoření modelu geometrie meziobratlového disku 75
12.1.3. Vytvoření modelu geometrie kloubních chrupavek 75
12.1.4. Vytvoření modelu geometrie poddajného fixátoru 77
12.1.5. Export do prostředí ANSYS Workbench 78
12.2. Model materiálu prvků páteřního segmentu s poddajným fixátorem ... 78
12.3. Tvorba konečnoprvkové sítě 81
12.4. Vytvoření kontaktních dvojic 84
12.5. Model uložení soustavy 85
12.6. Popis řešených variant 86

13 Prezentace a analýza výsledků **87**
13.1. Prezentace a analýza 1. varianty zatížení - komprese 89
13.1.1. Prezentace posuvů segmentu 89
13.1.2. Napěťová analýza transpedikulárních šroubů a distančních válečků 93
13.1.3. Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů 94
13.1.4. Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů 97
13.2. Prezentace a analýza 2. varianty zatížení – flexe 98
13.2.1. Prezentace posuvů segmentu 98
13.2.2. Napěťová analýza transpedikulárních šroubů 102
13.2.3. Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů 103
13.2.4. Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů 105
13.3. Prezentace a analýza 3. varianty zatížení - kombinace 106
13.3.1. Prezentace posuvů segmentu 106
13.3.2. Napěťová analýza transpedikulárních šroubů a distančních válečků 111
13.3.3. Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů 112
13.3.4. Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů 114

13.4. Analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu fixátoru na namáhání kostní tkáně a transpedikulárních šroubů 116
13.4.1. Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při flexi 116
13.4.2. Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při kompresi 118
13.4.3. Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost redukovaného napětí HMH šroubů při flexi 119
13.5. Analýza příčin vysokých hodnot intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů 120

14 Závěr **121**

15 Použitá literatura **124**

16 Publikační činnost **129**

17 Přehled použitých obrázků a tabulek **130**
17.1. Seznam použitých obrázků 130
17.2. Seznam použitých tabulek 135
17.3. Seznam použitých grafů 135

1 ÚVOD

Lidská páteř patří k nejdůležitějším a nejsložitějším částem lidského těla. Páteř má tři základní funkce: nosnou, ochrannou a pohybovou. [67] Na nosné funkci se výrazným způsobem podílí páteřní svaly a vazy. Ochranná funkce souvisí s mechanickou ochranou míchy a míšních nervů. Mícha a míšní nervy jsou části centrální nervové soustavy člověka.

U technických i biologických soustav se vzrůstající složitostí vzrůstá i poruchovost soustavy, což se projevuje také u páteře člověka. Asi bychom nenašli staršího člověka, který někdy neměl problémy s bolestivostí zad.

V [63] se uvádí: *"Bolesti páteře se staly jednou z nejčastějších příčin, které v ekonomicky rozvinutých zemích přivádějí pacienta k lékaři. Zhruba 80% dospělé populace nejméně 1x za život trpí bolestmi zad. S léčbou se potýkají zdravotní systémy všech rozvinutých ekonomik. Podle statistik „Evropské společnosti pro výzkum páteře" se počet prostonaných dní pro bolesti zad v evropských zemích zvyšuje každé desetiletí o 100%!"*

Výsledky statistik bolestivosti páteře ekonomicky vyspělých zemí souvisí s charakterem životního stylu. Životní styl v těchto zemích významně ovlivnil technický rozvoj, který způsobil podstatnou změnu v poměru fyzické a duševní práce a vytvořil materiální podmínky pro ekonomický růst společnosti i jedince. Uvedené se konkrétně projevilo v tom, že velká část populace v ekonomicky vyspělých zemích má sedavé zaměstnání s minimem pohybu a dostatečným ekonomickým zázemím. To dovolí jedinci mít vlastní dopravní prostředek (automobil), který mu umožní přepravu s vynaložením minimálního množství pohybu a dostatečné množství cenově dostupných potravin.

Dalším významným důsledkem technického rozvoje je dynamizace životního stylu. Vše probíhá rychleji, jedinec se musí rychleji a odvážněji rozhodovat.

Životní styl je ovlivněn dvěma skupinami faktorů – vnějšími a vnitřními. Vnější faktory tvoří životní podmínky, kterými jsme se v předchozím textu částečně zabývali. Vnitřní faktory jsou spojeny s jedincem a představují odezvu jedince na vnější faktory. Pokud jedinec na dříve uvedené vnější faktory (minimum pohybu a dostatek potravin) nebude reagovat, dojde u něj k nárůstu hmotnosti a ochabnutí většiny orgánů, především svalů. Důsledkem budou velké zdravotní potíže, především v oblasti velkých kloubů a páteře. Ochabnutí páteřních svalů znamená zmenšení únosnosti páteře, rychlou degradaci, obrovské bolesti a pracovní neschopnost. Uvedené procesy probíhají relativně rychle, což 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. Proto je v jeho zájmu vnější negativní faktory životního stylu kompenzovat. Tato kompenzace není jednoduchá. Často vytváří podmínky pro traumatologické stavy.

Dynamizace životního stylu, jak jsme se dříve zmiňovali, přináší zvýšení rychlosti, intenzity jednotlivých činností a stresu. Kompenzace nedostatku pohybu musí být v souladu se životním stylem intenzivní, proto se člověk po skončení pracovního procesu rychle, zpravidla automobilem, přesouvá do místa tělesné aktivity - Fit centrum, plavecký bazén, prostředí mimo město, atd.. Pohyb musí být 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.

Z uvedeného můžeme konstatovat, že moderní styl vytváří podmínky pro degenerativní i traumatologické onemocnění páteře.

Vedle již uvedených onemocnění páteře existují ještě další, které jsou neméně významné. Jejich stručné rozdělení může být následující:

- Vrozené vývojové vady páteře
- Úrazy páteře
- Degenerativní onemocnění
- Záněty páteře
- Nádory páteře

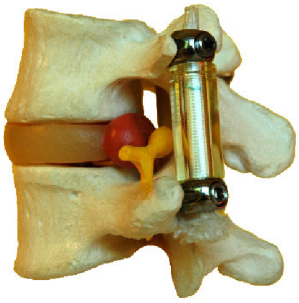
Ze stručného úvodu onemocnění páteře je mimo jiné zřejmé, že při současném životním stylu může docházet k významným onemocněním páteře již v produktivním věku člověka. Proto je toto onemocnění a jeho následná léčba významná jak pro jedince, tak pro celé ekonomicky vyspělé společnosti.

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

V závěru předchozí kapitoly bylo konstatováno, že 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 ekonomický problém nejen postižených lidí, ale také celé společnosti. Proto je v současné době léčbě onemocnění páteře věnována značná pozornost a na výzkum této léčby jsou vynakládány značné finanční prostředky.

Metody léčby onemocnění páteře jsou různé. V [48] se uvádí, že 90% pracujících ve věku 45 let má zkušenosti s bolestmi zad a z tohoto počtu jsou přibližně 3% pacientů operována.

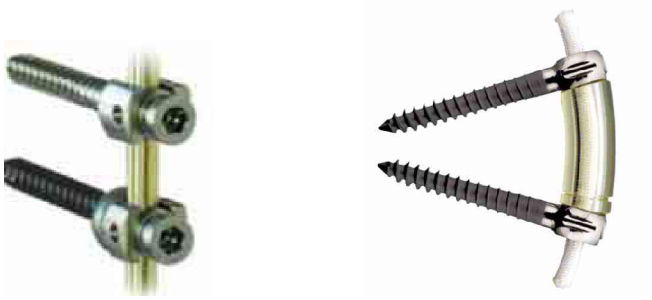
V případě úrazu nebo degenerativních změn dochází často k nestabilitě páteře. "*Nestabilitou rozumíme ztrátu schopnosti páteře udržet, při fyziologické zátěži, takové postavení obratlů, které nezpůsobí dráždění nebo poranění míchy a nervových kořenů. Současně dochází k vývoji invalidizujících deformit a výrazné bolestivosti.*" [112]



Obr. 2.1. – útlak míšních kořenů

Při nestabilitě páteře dochází k útlaku míchy nebo míšních kořenů (Obr. 2.1.), což se projeví nesnesitelnou bolestí a ztrátou funkčnosti příslušné části páteře. Instabilitu páteře není možné vyléčit konzervativně bez rizika chronické nestability nebo bez hrozící deformace osy 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, výjimečně se kombinují oba přístupy. Podle rozsahu instability se fixační prvky aplikují přes jeden nebo více páteřních segmentů. Segmentem rozumíme dva obratle a příslušný páteřní disk.

V současné době se ve spinální chirurgii aplikují především speciálně vyvinuté fixátory, na které se dále zaměříme, viz Obr. 2.2..



(A) (B)

Obr. 2.2. – speciální fixátory: (A) tuhý fixátor - Rigid Rod System, (B) poddajný fixátor - Dynesys [114]

Fixace nestabilního páteřního segmentu obsahuje základní paradox. Při fixaci umístíme obratle do správné polohy a v této poloze je vzájemně zafixujeme. Tímto ovšem v rozsahu fixované oblasti potlačíme pohyblivost, která je jednou ze základních funkcí páteře. Omezení pohyblivosti, které pacient zpravidla nepociťuje, 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. Z tohoto hlediska hodnoty deformace a silového působení u páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem lze očekávat mezi hodnotami segmentu s aplikovaným tuhým fixátorem a hodnotami fyziologického segmentu.

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

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 přihlédnout 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 REŠERŠNÍ STUDIE

Předmětem této rešeršní studie bylo nalézt v dostupných literárních zdrojích práce zabývající se deformačně napěťovou analýzou fyziologického páteřního segmentu a páteřního segmentu s aplikovaným tuhým a poddajným fixátorem. Po prostudování nalezených prací posoudit současnou vědeckou a technickou úroveň v problematice deformačně napěťové analýzy páteře a jejich prvků.

Studie byla zaměřena zejména na výpočtové a experimentální modelování a aplikaci MKP při řešení problémů z této oblasti.

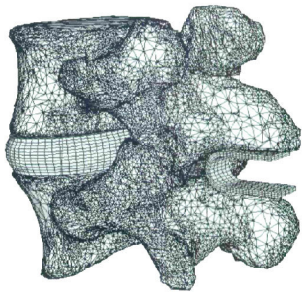
Cílem studie bylo také získání orientace a přehledu o používaných veličinách a jejich hodnotách ve spinální biomechanice.

5.1. Práce zaměřené na biomechanickou analýzu páteřního segmentu s aplikovaným tuhým nebo poddajným fixátorem

A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: biomechanical compatibility of an interspinous device [106]

P. Vena, G. Franzoso, D. Gastaldi, R. Contro, V. Dallolio
Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 8, No, I. 2005
Práce se zabývá porovnáním chování páteřního segmentu při použití dvou typů fixátorů - interspinózních rozpěrek pomocí výpočtového modelování. Analyzuje jejich biomechanické chování při různém stupni poškození páteřního segmentu.

- Článek pojednává o způsobu vytváření výpočtového modelu páteřního segmentu L4-L5 s aplikovaným poddajným fixátorem.
- Vytvoření modelu geometrie páteřního segmentu na základě CT snímků mladého muže.
- Podrobná diskuze při vytváření modelu materiálu.
- Autoři uvažují silové zatěžování modelu.
- Součástí práce je i analýza namáhání meziobratlových kloubů.



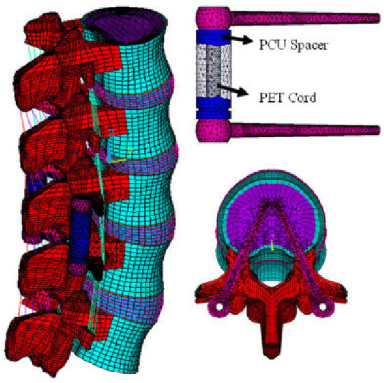
Hodnocení: Článek lze využít jako zdroj informací při vytváření výpočtového modelu a také by mohl být inspirací v případě jeho dalšího zdokonalování.

Effect of Cord Pretension of the Dynesys Dynamic Stabilization System on the Biomechanics of Lumbar Spine: A Finite Element Analysis [117]

Z.C. Zhong, C.L. Liu, H.W. Hsu, B.S. Yang, and C.S. Chen
C.T.Lim and J.C.H. Goh (Eds.): WCB 2010, IFMBE Proceedings 31, pp. 533-536, 2010.

Cílem této studie je vyšetření vlivu předpětí tkalonu při aplikaci poddajného fixátoru Dynesys na pohybový rozsah páteřního segmentu a napětí ve šroubech fixátoru v oblasti segmentu s aplikovaným fixačním zařízením a v přilehlých oblastech.

- Článek detailně popisuje tvorbu výpočtového modelu oblasti páteře L1-L5 s využitím výpočtového programu ANSYS, použitých elementů a materiálu.
- V práci je použit poddajný fixátor Dynesys bez modelování závitů šroubů.
- Studie se zabývá deformačním zatěžováním segmentu.
- Popisuje závislost změny rozsahu pohyblivosti a tuhosti segmentu s aplikovaným fixátorem na předpětí tkalonu.



Hodnocení: Článek s velice blízkým tematickým zaměřením se zabývá analýzou páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem.

Dynamic Stabilization of the Lumbar spine and its Effect on Adjacent Segments [87]

W. Schmoelz, F.J. Huber, T. Nydegger
Journal of Spinal Disorders & Techniques, Vol. 16, No. 4, pp. 418–423, 2003

Článek popisuje experimentální ověřování a zjišťování míry stabilizace bederní páteře. Studie srovnává rozsah pohybu páteře ve fyziologickém stavu, porušeném stavu, po aplikaci poddajného fixátoru Dynesys a po aplikaci tuhého fixačního zařízení. Zkoumá vliv fixace na pohyblivost okolní oblasti páteře.

- Publikace zaměřena na řešení bederní oblasti páteře
- Práce obsahuje experimentální měření rozsahu pohybů páteře před a po aplikaci fixátorů.

Hodnocení: Práce je zdrojem informací o rozsahu pohybů pro deformační zatěžování páteřního segmentu.

A biomechanical investigation of 3 types of spinal implants: Motion preventing (Fusion), motion preserving and dynamic stabilization (DYNESYS) [34]

V.K. Goel , A. Kiapour, A. Metha
Engineering Center for Orthopaedic Research Excellence, University of Toledo, Toledo, OH

Práce se zabývá analýzou a porovnáním tří různých způsobů stabilizace páteře ve srovnání s jejím fyziologickým stavem.

- Využití metody konečných prvků na modelu páteře L3-S1.
- Analýza se zabývá rozsahem jednotlivých základních pohybů páteře a tlaku uvnitř meziobratlového disku.
- Autoři uvažují silové zatěžování. Simulují flexi, extenzi, laterální flexi a rotaci.

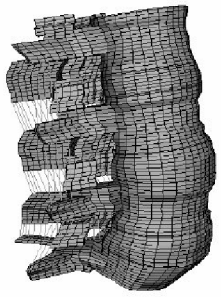
Hodnocení: Článek lze použít pro srovnání výsledků tří stavů páteře, které tato práce řeší. Páteř ve fyziologickém stavu, po fúzi obratlů a při použití poddajného fixátoru.

Dynamic fixation systems compared to the rigid spinal instrumentation Finite element investigation [110]

S.L. Vishnubhotla, V. K. Goel, S.Vadapalli
Spine Research Center, University of Toledo, and Medical College of Ohio, Toledo, OH

Článek se zabývá srovnáním stabilizace páteře pomocí poddajného fixačního zařízení a pevného fixátoru.

- Práce využívá nelineární 3D model páteřního segmentu L3-S1 se zahrnutím vazů.
- Využití metody konečných prvků - popis sestavení výpočtového modelu.
- Srovnání získaných výsledků s fyziologickým stavem.

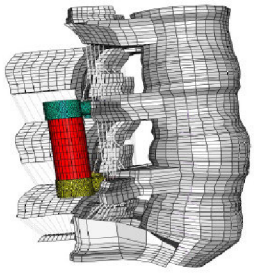


Biomechanical Comparison of Various Posterior Dynamic Stabilization Systems for Different Grades of Facetectomy and Decompression Surgery [74]

Rachit Parikh
The University of Toledo, 2010

Rozsáhlá práce z poslední doby se věnuje porovnání několika nejpoužívanějších způsobů dynamické fixace páteře, popisu jednotlivých fixačních zařízení a jejich použití.

- Článek detailně popisuje tvorbu 3D výpočtového modelu páteřního segmentu L3-S1, použitých elementů a materiálových charakteristik.
- Využívá metody konečných prvků.
- Popisuje chování disku při zatížení. Změny vnitřního tlaku. Přenos zatížení segmentem. Kontaktní síly v meziobratlových kloubech.

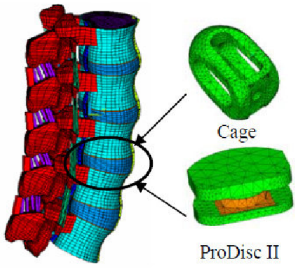


Hodnocení: Práce je přínosným zdrojem informací blízce souvisejících s tématem této práce.

Comparison of the load and displacement finite element analyses on fusion and non-fusion spinal implants [116]

Z-C Zhong, S-H Chen, W-J Chen and C-H Hung
Department of Mechanical Engineering, National Chiao Tung University, Hsinchu, Taiwan, 2008

V této práci byla provedena MKP analýza pro zjištění rozdílu rozsahů pohybů v páteřním segmentu s aplikovaným fixátorem a v přilehlých segmentech. Analýza srovnává rozsah pohybů při použití tuhého a poddajného fixátoru s fyziologickým páteřním segmentem.



Práce zároveň porovnává silový a deformační způsob zatěžování modelu páteřního segmentu. V závěru autoři uvádějí, že oba přístupy jsou vhodné pro vyhodnocování běžných zatěžovacích stavů působících na operovaný páteřní segment a lze s nimi získat srovnatelné výsledky.

Numerical Analysis of the Posterior Fixation System [11]

T. Bouda, Z. Horák
Bulletin of applied mechanics 5(20), 73-77 (2009)

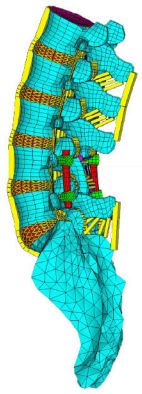
Tématem této práce je výpočtová analýza páteřního segmentu s aplikovaným fixátorem společnosti ProSpon, s.r.o. s použitím metody konečných prvků.

- Postup vytvoření výpočtového modelu s konkrétními vstupními daty.
- Využití metody konečných prvků.
- Analýza rizikových míst daného fixačního zařízení.

Hodnocení: Článek s podobným tematickým zaměřením k této práci je vhodným zdrojem informací pro samotnou tvorbu modelu a pro porovnání správnosti získaných výsledků.

Stabilization of lumbar spine in non-fusion technique with flexible rod and mobile screws system: A finite element study [65]

M. Moumene, P. Afshari
EuroSpine 2011 Milan, Italy – October 19-21, 2011



Autoři provádí srovnávací analýzu rozsahu základních pohybů s poddajným fixátorem Dynesys a Viper. Výsledky získané výpočtovým modelováním s využitím MKP srovnávají s experimentálními daty.

- Práce uvažuje výpočtový model oblasti páteře L1-S1 včetně vazů.
- Využití metody konečných prvků.
- Srovnání obou typů fixátorů z hlediska zatížení šroubů na ohyb

Effects of Different Posterior Dynamic Systems (PDS) on Graded Facetectomies [75]

R. Parikh, A. Kiapour, D. Mhatre, V.K. Goel
The University of Toledo, Toledo, OH

Práce se zabývá analýzou tří různých způsobů stabilizace páteře s použitím poddajných fixačních zařízení. Autoři se zaměřují zejména na zkoumání rozsahu základních pohybů a kontaktních sil v meziobratlových kloubech v páteřním segmentu s obnovenou stabilitou a porovnávají výsledky s fyziologickým stavem.

Patient-Specific Finite Element Analysis of Single Rod Adolescent Idiopathic Scoliosis Surgery [2]

C. J. Adam, M.J. Pearcy, G.N. Askin
Paediatric Spine Research Group, Queensland University of Technology and Mater Hospitals Brisbane, Australia

Práce se zabývá vytvořením specifického výpočtového modelu oblasti páteře konkrétního pacienta pro následnou biomechanickou studii. Výsledky získané numerickým řešením s využitím MKP slouží jako předoperační podklad pro chirurgické řešení skoliózy páteře ve snaze optimalizovat konstrukci fixačního zařízení.

Biomechanical comparison of two different concepts for stand alone anterior lumbar interbody fusion [86]

Ph. Schleicher, R. Gerlach, B. Schär
Eur Spine J, DOI 10.1007/s00586-008-0797-4

Článek se zabývá srovnáním dvou implantátů určených pro fúzi páteřního segmentu. Autoři provedli experimentální a výpočtové řešení s použitím metody konečných prvků.

- Článek popisuje vliv druhu použitého fixátoru na tuhost celého segmentu při základních pohybech páteře.
- Experimentální zjištění rozsahu možných pohybů.
- Využití metody konečných prvků k numerické analýze rozložení napětí ve fixátoru.

Hodnocení: Článek lze využít ke srovnání získaných výsledků a jako podklad pro zadávání deformačního zatížení.

5.2. Práce zaměřené na výpočtové modelování fyziologického páteřního segmentu

Biomechanical study of pediatric human cervical Spine: A finite element approach [50]

S.Kumaresan, N.Yoganandan, F.A.Pintar, D.J.Maiman
Journal of Biomechanical Engineering, Vol.122/61, January 2000

Tato studie popisuje biomechanickou odezvu fyziologického segmentu krční páteře. Porovnává odezvu segmentu jedno-, tří- a šestiletého dítěte s odezvou segmentu dospělého člověka.

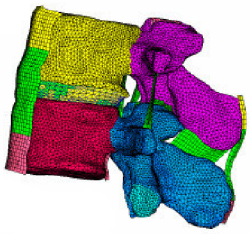
- Využití dvou segmentů krční páteře pro analýzu (C4–C5-C6).
- Použití metody konečných prvků.
- Práce popisuje vývojová stádia jednotlivých komponent páteřního segmentu.
- Popisuje použité prvky a materiálové charakteristiky jednotlivých modelů.
- Popisuje změnu flexibility páteře jednotlivých modelů při kompresi, flexi, extenzi a jejich kombinaci.

Hodnocení: Tuto práci lze využít jako zdroj informací pro vytváření výpočtového modelu.

Advanced Modeling of Lumbar Motion Segment for Trauma Applications [27]

M. El-Rich, P.J. Arnoux, C.E. Aubin, I. Villemure, C. Brunet
LBA-INRETS, Faculté de Médecine, Secteur Nord, FRANCE

Práce se zabývá zjišťováním velikosti tlaků uvnitř meziobratlového disku a deformací vazů při zatěžování páteřního segmentu. K tomu využívá metodu konečných prvků.

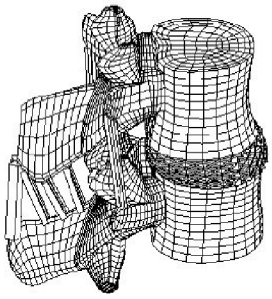


- Práce detailně popisuje tvorbu výpočtového modelu.
- Deformace disku je porovnána s experimentální studií.
- Práce věnuje pozornost kontaktním silám v meziobratlových kloubech.

Determination of load transmission and contact force at facet joints of L2-L3 motion segment using FE method [98]

E.C.Teo, K.K.Lee, H.W.NG, T.X.Qiu, K.Yang
Journal of Musculoskeletal Research, Vol.7, No.2 (2003) 97-109

Tento článek se zabývá určením míry přenosu zatížení skrze meziobratlové klouby a síly v místech jejich kontaktu.



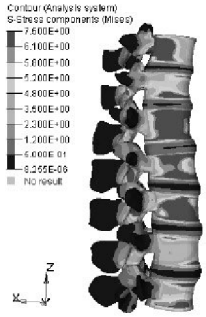
- Autoři využívají metody konečných prvků. Specificky pak program ANSYS.
- V práci je naznačena tvorba výpočtového modelu.
- Využití fyziologického páteřního segmentu L2-3.
- Použití digitálních dat pro tvorbu geometrického modelu.
- Jsou zde podrobně popsány použité prvky a materiálové charakteristiky jednotlivých komponent segmentu.
- Porovnání získaných výsledků s výsledky jiných autorů.

Hodnocení: Článek podrobně řeší podobnou problematiku. Je vhodný pro inspiraci a jako zdroj informací pro tuto práci.

Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine [103]

M.A. Tyndyk, V. Barron, P.E. Mchugh, D. O'Mahoney
Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 9, No. 1, 2007

Tato práce se zabývá způsoby vytvoření modelu části hrudní a bederní páteře s využitím CAD systémů. Na vytvořeném modelu je provedeno výpočtové řešení pro několik variant deformačního zatěžování.



- Rozbor možností vytvoření výpočtového modelu páteřního segmentu.
- Autoři se zaměřili na segmenty hrudní a bederní páteře Th11-L5 pro vytvoření modelu geometrie.
- V práci bylo použito deformační zatěžování kompresí.
- Studie zahrnuje deformačně napěťovou analýzu výsledků výpočtového řešení.

Hodnocení: Práce je bohatým zdrojem informací ohledně možností vytváření kompletního výpočtového modelu.

Finite Element Modeling of the Human Thoracolumbar Spine [54]

M.A. Liebschner, D.L. Kopperdahl, W.S. Rosenberg and T.M.Keaveny
SPINE vol 28, 2003

Článek zahrnuje popis možností vytvoření výpočtového modelu hrudní a bederní oblasti páteře, řešení pomocí metody konečných prvků a analýzu výsledků.

Subject-specific computational modeling of spinal constructs [22]

Yifei Dai
Disertační práce, Graduate School of the University of Notre Dame, Indiana 2009

Tato disertační práce se zabývá čtyřmi specifickými úkony: modelováním chrupavčité desky těla obratle, vytvořením konečnoprvkové sítě, rozdílností materiálových charakteristik v trámčité kosti a fúzí páteře.

- Práce obsahuje postup vytvoření výpočtového modelu páteřního segmentu a následnou analýzu s využitím metody konečných prvků.
- Autor použil CT řezů pro vytvoření modelu geometrie páteřního segmentu L4-L5.
- Model segmentu byl zatížen axiální kompresí, deformačním přístupem.

Hodnocení: Tuto práci lze považovat za vysoce inspirativní z hlediska sestavení celého výpočtového modelu. Práce obsahuje pouze jeden druh zatěžování.

Viscoelastic Finite-Element Analysis of a Lumbar Motion Segment in Combined Compression and Sagittal Flexion [111]

J. L. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl, A. E. Engin
SPINE Volume 25, Number 3, pp 310–318, 2000

Práce využívá viscoelastický konečnoprvkový model páteřního segmentu L2–L3 ke zjištění rozdělení zatížení mezi pasivní prvky segmentu při různých způsobech zatěžování.

- Článek popisuje postup vytvoření výpočtového modelu.
- Práce řeší viskoelastické chování tkání.
- Autoři uvažují silové zatěžování modelu.
- Popisuje napětí a deformaci v závislosti na rychlosti zatěžování.

Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc [89]

Y. Schroeder, W. Wilson, J.M. Huyghe, F.P.T. Baaijens
European Spine Journal (2006) 15: S361-371

Článek se zabývá otázkou souhry osmotických, viskózních a elastických sil působících v meziobratlovém disku při zatížení axiální kompresí.

- Článek detailně popisuje tvorbu výpočtového modelu, použitých elementů a materiálových charakteristik.
- Využití metody konečných prvků.
- Popisuje chování disku při zatížení a změny jeho vnitřního tlaku.

Hodnocení: Článek lze využít jako zdroj informací při vytváření současného modelu a také by mohl být inspirací v případě jeho dalšího zdokonalování.

Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine [52]

M. Kurutz
Budapest University of Technology and Economics, Hungary

Tato práce je rozsáhlou rešeršní studií v oblasti vytváření výpočtového modelu bederního páteřního segmentu, přinášející konkrétní podklady a hodnoty.

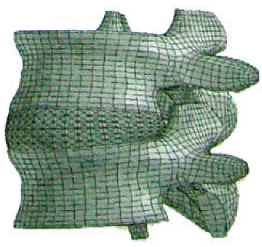
- Porovnání postupů mnoha autorů.
- Využití metody konečných prvků.
- Zahrnutí vazů a šlach ve výpočtovém modelu.

Hodnocení: Článek, jež komplexně postihuje jednotlivé kroky vytváření výpočtového modelu, lze využít jako cenný zdroj informací pro tuto práci.

Analysis of influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method [82]

A. Rohlmann, T. Zander, H. Schmidt, H.J. Wilke, G. Bergmann
Journal of Biomechanics 39 (2006), 2484-2490

Článek se zabývá vlivem míry poškození meziobratlového disku na mechanické chování celého páteřního segmentu L3-L4. Práce srovnává výsledky získané výpočtovým modelováním s experimentální studií získanou z literatury.

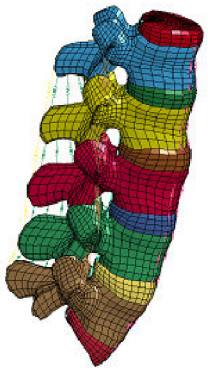


- Vytvoření výpočtového modelu s využitím metody konečných prvků.

- Deformačně napěťová analýza páteřního segmentu.
- Práce zahrnuje analýzu kontaktních sil v meziobratlových kloubech.

Hodnocení: Článek popisuje vytvoření výpočtového modelu s následnou deformačně napěťovou analýzou. Je hlavně přínosem v oblasti studie rozsahu jednotlivých pohybů v bederním úseku páteře.

A High-Fidelity Model for Lumbar Spine Injury Investigation during Under Body Blast Loading [114]



J.Y. Zhang, A. C. Merkle, E. E. Ward
The Johns Hopkins University Applied Physics Laboratory, USA, 2010

Článek se zabývá vytvořením modelu páteřního segmentu na vysoké rozlišovací úrovni a analyzuje jeho chování a možnosti porušení. Uvažovaná osoba řídící automobil je vystavována náhodnému přetížení bederní oblasti.

- Autoři se snaží sjednotit symetrickou geometrii a vytvořit tak ideální obecný model páteřního segmentu.
- Využití metody konečných prvků.
- Analýza možných způsobů porušení

Hodnocení: Článek přináší nové pohledy na způsob vytvoření geometrického modelu.

Determination of load transmission and contact force at facet joints of L2–L3 motion segment using FE method [98]

E. C. Teo, K. K. Lee, H. W. Ng, T. X. Qiu and K. Yang
School of Mechanical and Production Engineering, Nanyang Technological University, Singapore

Práce se zabývá analýzou přenosu zatížení a stanovení kontaktních sil v meziobratlových kloubech při axiální kompresi. Využívá k tomu numerické řešení s využitím FE modelu. Výsledky porovnává s experimentální studií.

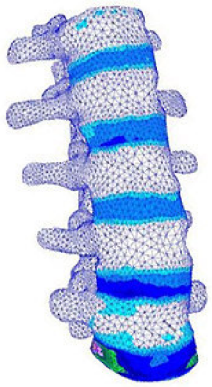
- Práce využívá zjednodušeného modelu obratlů s implementovanou přesnou geometrií meziobratlových kloubů.
- Využití metody konečných prvků.
- Výsledky ukazují kontaktní síly v meziobratlových kloubech a porovnávají je s experimentem.

Hodnocení: Článek lze použít pro srovnání získaných výsledků v oblasti kontaktních sil v meziobratlových kloubech.

Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study [51]

Ching-Sung Kuo, Hsuan-Teh Hu, Ruey-Mo Lin
Kuo et al. BMC Musculoskeletal Disorders 2010, 11:151

Práce rozsáhlejšího charakteru se zabývá výpočtovým modelováním páteřního segmentu L1-L5 a následnou analýzou tlaku uvnitř meziobratlového disku při základních pohybech páteře. Výsledky srovnává s hodnotami jiných autorů.



- Článek detailně popisuje tvorbu výpočtového modelu včetně zahrnutých vazů, použitých elementů a materiálových charakteristik.
- Autoři se zabývají analýzou kontaktních sil v meziobratlových kloubech v jednotlivých úsecích bederní páteře.

Hodnocení: Článek lze využít jako zdroj informací při vytváření současného modelu a také při porovnání získaných výsledků.

Assessment of a Spinal Implant by Means of Advaced FE Modeling of Intact Human Intervertebral Discs [38]

Holzapfel, A. , Schulze-Bauer, A. J.
Graz University of technology, Institute for Structural Analysis, 2002

Práce se zabývá výpočtovou simulací fixátoru Dynesys pomocí metody konečných prvků. V práci je uvedeno srovnání různých úrovní modelu, jejich deformací a rozsahů pohybu.

5.3. Práce zaměřené na experimentální studii páteřního segmentu

Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/extension [35]

H.Haberl, P.A.Cripton, T.E.Orr
European Spine Journal (2004) 13: 560-566

Tento článek se zabývá kinematickou odezvou páteřního fyziologického segmentu (L3-5) na axiální rotaci.

- Porovnání odezvy segmentu jak na jednoduchý pohyb, tak složený pohyb rotace se spolupůsobící kompresí, flexí a extenzí.
- Analýza rozsahu a charakteru pohybu při jednotlivých zatíženích.
- Na základě počítačových dat jsou zde vytvořeny počítačové animace.

Hodnocení: Článek je přínosem informací o rozsahu pohybů páteřního segmentu. Dále také může být zdrojem informací o velikosti působícího zatížení na páteřní segment.

Ověření stabilizace degenerativních změn bederní páteře systémem Dynesys [19]

J. Cienciala
Disertační práce, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity v Brně, ve spolupráci s Ústavem mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2008

Disertační práce se zabývá experimentálním ověřením vlastností fixačního systému Dynesys a jeho vlivu na stabilizaci páteře.

Dynamic Stabilization of the Lumbar Spine and Its Effects on Adjacent Segments [87]

W. Schmoelz, J. F. Huber, T. Nydegger
Journal of Spinal Disorders & Techniques, Vol. 16, No. 4, pp. 418–423, 2003

Práce se zabývá studií poddajného fixátoru Dynesys. Pro určení míry stabilizace a vlivu stabilizace na okolní segmenty autoři použili šest vzorků bederní páteře, které upnuli do testovacího zařízení. Páteř byla zatížena pouze momentem ve třech hlavních rovinách. Každý vzorek byl testován pro čtyři různé stavy: fyziologický stav, porušený stav, s fixátorem Dynesys a s vnitřním fixátorem. Výsledky prezentují zejména naměřené rozsahy pohybů pro jednotlivé testované stavy.

Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: an in vitro study [70]

Ch.A. Niosi, Q.A. Zhu, D.C. Wilson
Eur Spine J (2006) 15: 913–922

Práce se zabývá experimentální studií bederní páteře s aplikovaným poddajným fixátorem Dynesys. Autoři se zaměřují na kinematické chování testovaného páteřního segmentu a snahou je určit, zda délka vymezovacího prvku fixátoru má vliv na toto chování. Deset vzorků lidské páteře je zatěžováno axiální kompresí a momentem ve třech hlavních rovinách. Natočení bylo snímáno optoelektronickým kamerovým systémem. Výsledky experimentů ukazují rozsahy základních pohybů zdravého páteřního segmentu a segmentu s aplikovaným fixátorem s vymezovacím prvkem různých délek.

The Effect of Dynamic Posterior Stabilization on Facet Joint Contact Forces [69]

Ch. A. Niosi, D. C. Wilson, Qingan Zhu
SPINE Volume 33, Number 1, pp 19–26, 2008

Článek se zabývá experimentálním posouzením vlivu použití poddajného fixátoru Dynesys ke stabilizaci páteře na kontaktní síly na povrchu meziobratlových kloubů. Autoři využívají při experimentech měření pomocí tenzometrů.

- Stanovení kontaktní síly v meziobratlových kloubech pro jednotlivé pohyby.
- Experimentální zjištění kontaktních sil v meziobratlových kloubech.

Hodnocení: Tato práce je přínosným zdrojem informací pro porovnání kontaktních sil získaných výpočtovým modelováním.

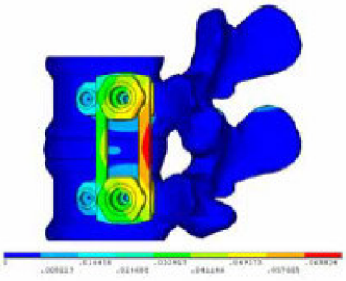
5.4. Práce provedené na Ústavu mechaniky těles, FSI Brno

Deformačně-napěťová analýza páteřního prvku s aplikovaným fixátorem MACS^{TL} – Twin screw [102]

Ing. Jiří Tošovský, Ing. Tomáš Návrat
Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2004

Tento článek se zabývá hodnocením vzájemných interakcí mezi implantátem MACS^{TL} – Twin screw a páteřním segmentem.

- Autoři popisují použití implantátu MACS^{TL} – Twin screw.
- Článek popisuje tvorbu modelu páteřního segmentu s implantátem.
- Dále popisuje volbu použitých elementů, materiálových charakteristik a druhů zatížení.
- K výpočtovému řešení byla použita metoda konečných prvků a programu ANSYS.
- Na základě řešení prezentuje deformačně napěťovou analýzu všech komponent segmentu i fixátoru.



Hodnocení: Tento článek přináší kompletní nástin řešení daného problému.

Deformačně napěťová analýza páteřního prvku [40]

D. Hudeček
Pojednání ke státní doktorské zkoušce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2006

Cílem této práce je deformačně napěťová analýza fyziologického pohybového segmentu bederní páteře se změnou struktury a materiálových vlastností všech jeho prvků, jakožto důsledek stárnutí.

- Práce obsahuje rozsáhlou rešeršní studii v oblasti použitých materiálových vlastností jednotlivých komponent páteřního segmentu, použitých typů elementů a silového zatížení modelu.
- Využití segmentu bederní páteře L4-5 a vytvoření modelu geometrie z CT řezů.
- K výpočtovému řešení byla použita metoda konečných prvků a programu ANSYS.
- Meziobratlový disk je vytvořen s lamelovou strukturou prstence. Jednotlivé úseky lamel mají různé materiálové charakteristiky získané z rešeršní studie.
- Práce popisuje tvorbu kontaktních prvků mezi obratlovými klouby.
- Model segmentu byl zatížen axiální kompresí, deformačním přístupem.
- V závěru jsou prezentovány získané výsledky s použitím modelu zdravého, středně degenerovaného a těžce degenerovaného disku.

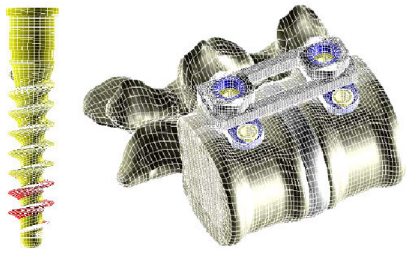
Hodnocení: Tato práce je bohatým zdrojem informací o vytváření výpočtového modelu páteřního segmentu. Autor uvádí pouze jeden druh zatěžování.

Zjišťování mechanických vlastností páteřního prvku s aplikovaným fixátorem [101]

Ing. Jiří Tošovský
Disertační práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2007

Tato rozsáhlá práce se zabývá problémem zjišťování mechanických vlastností páteřního prvku s aplikovaným fixátorem cestou experimentálního i výpočtového modelování.

- Práce obsahuje obsáhlou rešerši v oblasti řešeného tématu, anatomii a patologii bederní páteře.
- Popisuje možnosti fixace poškozené páteře, implantát MACS^{TL} – Twin screw, jeho použití, mechanické vlastnosti i způsob aplikace.
- Dále také zahrnuje popis mechanických vlastností a materiálové charakteristiky jednotlivých komponent páteřního segmentu.
- Přináší postup a analýzu experimentálního modelování.
- Práce také popisuje tvorbu výpočtového modelu páteřního segmentu s implantátem.
- Jako podklad pro model geometrie autor použil segment bederní páteře L3-4.
- Detailně popisuje výběr použitých elementů, materiálových charakteristik a tvorbu modelu zatížení.



- K výpočtovému řešení byla použita metoda konečných prvků a program ANSYS.
- Na základě řešení prezentuje deformačně napěťovou analýzu všech komponent segmentu i fixátoru.

Hodnocení: Práci lze považovat za přínosný a obsáhlý zdroj informací pro vytvoření celkového výpočtového modelu.

5.5. Závěr z rešeršní studie

Cílem rešeršní studie bylo získat globální náhled toho, jaká problematika se v dané oblasti v současnosti řeší. Z uvedené studie vyplývá, že téma stabilizace porušené bederní páteře je v dnešní době velice aktuální. Velké množství prací se jím zabývá s různými cíly a záměry. Ve většině případů jde o zkoumání změny rozsahu pohybů segmentu s fixátorem oproti fyziologickému segmentu. Práce týkající se změny mechanických poměrů po aplikaci implantátu jsou velice ojedinělé. Zároveň práce, které se deformačně napěťové analýze věnují, byly provedeny na modelech vytvořených na nižší rozlišovací úrovni a s využitím roviny symetrie, což přináší odlišné výsledky než v případě nesymetrického, fyziologického segmentu.

V prezentaci této rešeršní studie jsem vybral ty nejzajímavější a nejpřínosnější práce z hlediska tvorby výpočtového modelu, zahrnutí jednotlivých komponentů páteřního segmentu, použitých materiálových charakteristik a získaných výsledků.

Dalším předmětem mého zájmu bylo hledání způsobů a možností vytvoření modelu geometrie a jejich úrovně. Zaměřil jsem se na vyhledání použitých hodnot materiálových charakteristik, použité typy elementů a způsoby zatěžování a uložení. Z tohoto hlediska je tato rešeršní studie velice přínosná. Porovnání zjištěných hodnot materiálových charakteristik a typů elementů, včetně těch použitých v této práci, je uvedeno v kapitole 12. Tvorba modelu.

Většina uvedených prací se omezuje pouze na jeden druh zatěžování a to na axiální kompresi. Autoři z možností zatěžování využívají především silového přístupu, výjimečně pak deformačního.

Předkládaná doktorská práce je zaměřena na deformačně napěťovou analýzu páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při komplexním charakteru zatěžování. Současné podmínky umožňují použít model vyšší úrovně v oblasti diskretizace, což se z hlediska komplexního zatěžování v průběhu řešení této práce ukázalo jako nezbytné.

6 ANATOMIE PÁTEŘE

Z hlediska tvorby modelu geometrie je nezbytné se zabývat detailní strukturou a stavbou jednotlivých komponent páteře.

Tato kapitola popisuje anatomii páteře. Zahrnuje přehled základních rovin a směrů používaných v anatomii a také anatomii, histologii a strukturu jednotlivých komponent páteře.

6.1. Označení rovin a popis směrů v anatomii

Popis hlavních rovin:

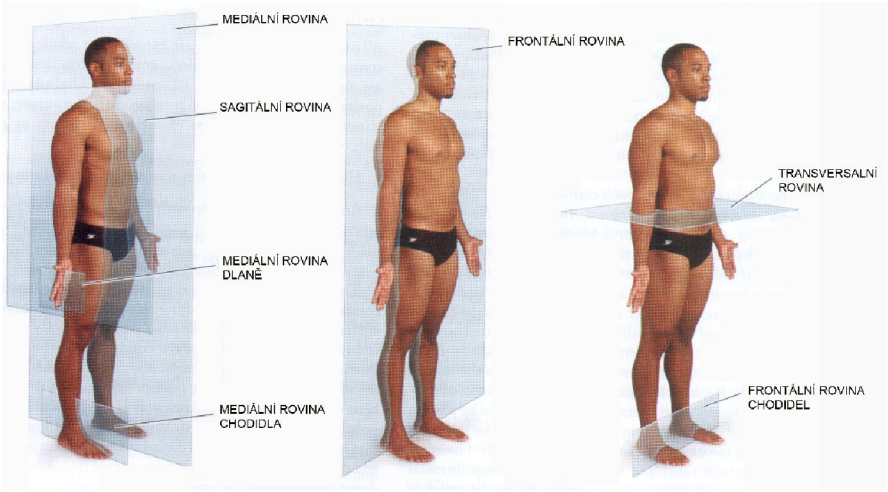
rovina mediální - je svislá rovina, jdoucí zepředu dozadu středem těla. Dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny.
rovina sagitální - je jakákoli další předozadní rovina rovnoběžná s mediální rovinou.
rovina frontální - je svislá rovina, rovnoběžná s čelem, zároveň je kolmá na mediální rovinu.
rovina transversální - je to horizontální rovina kolmá na rovinu mediální a frontální.

Popis hlavních směrů:

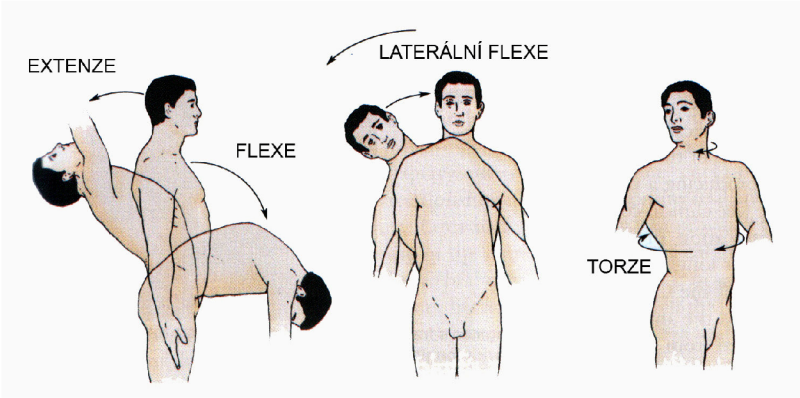
superior - horní
inferior - dolní
cranialis - směrem k hlavě
caudalis - směrem k dolnímu konci těla
anterior (ventralis) - přední
posterior (dorsalis) - zadní
medialis - vnitřní
lateralis - vnější (boční)

Popis hlavních pohybů trupu:

flexe - předklon
extenze - záklon
laterální flexe - úklon v bok
torze - otočení trupu kolem svislé osy



Obr. 6.1.1. – základní přehled rovin v anatomii [77]



Obr. 6.1.2. – základní pohyby trupu [77]

6.2. Kostra

Lidská kostra, lehká a přitom pevná, je zdánlivě jednoduchou a současně důmyslnou strukturou. Kostra tvoří základnu na niž se upínají jak aktivní prvky (svaly), tak pasivní prvky (vazy, šlachy, kloubní pouzdra). Vytváří tak soustavu, která jednak chrání životně důležité orgány, ale především umožňuje člověku zaujmout stabilní polohu, pohyb a interakci s okolím, která je nedílnou součástí práce člověka. Jednotlivé kosti jsou orgány, které produkují životodárné látky - krvinky z červené kostní dřeně, a minerální látky z kostních deposit.

6.3. Páteř

Lidská páteř (*columna vertebralis*) je jednou z nejdůležitějších částí osové části kostry. Jejími hlavními funkcemi jsou:

- zajišťovat vzpřímenou pozici těla
- umožňovat pohyb a lokomoci
- chránit míchu
- odolávat vnějšímu namáhání

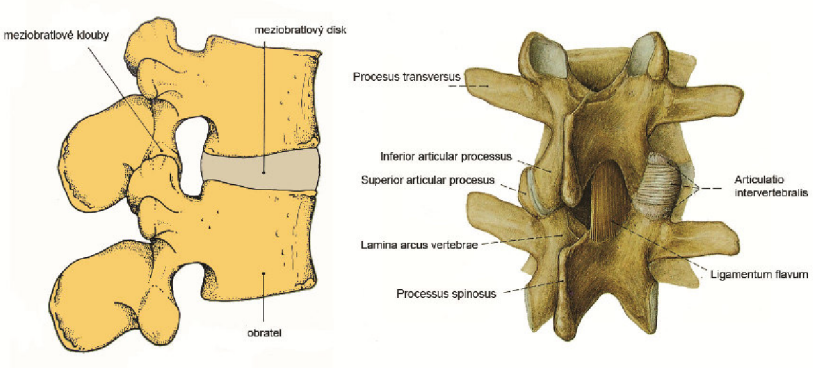
Páteř dospělého člověka tvoří střídavě konvexní (*lordóza*) a konkávní oblouky (*kyfóza*), jež napomáhají opoře těla a současně přispívají k tlumení rázů. Je sestavena z 33 až 34 obratlů a 23 meziobratlových disků – plotének, které spolu se svaly a vazy zajišťují stabilitu páteře.

Všech 33 obratlů zajišťuje potřebnou pevnost a pružnost páteře. Meziobratlové ploténky umožňují velký rozsah pohybů a chrání páteř před běžnými nárazy a otřesy. [67]

6.4 Páteřní segment

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

Jednotlivé komponenty páteřního segmentu budou popsány v následujících odstavcích.

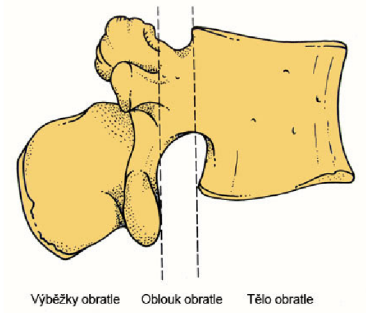


Obr. 6.4.1. – pohybový segment páteře [10], [77]

6.5. Obratle

Každý obratel lze rozdělit na tři části, z nichž každá má svoji charakteristickou funkci:

- **tělo obratle** *(corpus vertebrae)*
- **oblouk obratle** *(arcus vertebrae)*
- **výběžky obratle** *(processus vertebrae)*



Obr. 6.5.1. – rozdělení obratle [10]

Tělo obratle je mohutnou částí obratle uloženou anteriorně. Jeho dvě téměř rovné plochy - horní *(facies terminalis superior)* a dolní *(facies terminalis inferior)* jej přes meziobralový disk připojují k sousedním obratlům.

Oblouk obratle ohraničuje dorsálně a laterálně otvor *(foramen vertebrale)*, kterým prochází mícha. Ventrálně tento oblouk uzavírá tělo obratle. Foramena všech obratlů vytváří páteřní kanál *(canalis vertebralis)*. Párová přípojka *(pediculus arcus vertebrae)* připojuje oblouk k tělu obratle. Na jejích koncích blíže k tělu obratle jsou shora i zespoda dva oblé zářezy *(incisura vertebralis superior a inferior)*. Zářezy dvou sousedních obratlů leží naproti sobě a ohraničují tak meziobratlový otvor *(foramen intervertebrale)*, jímž prochází příslušný nerv vystupující z míchy a cévy.

Z každého oblouku vybíhá v dorsální části obratle sedm výběžků. Jsou to místa, která zajišťují i limitují pohyb obratlů a kde jsou upnuty svaly. Kontrakcí svalů upnutých na příčné a trnové výběžky se obratle navzájem naklánějí a otáčejí. Tvary výběžků jsou u jednotlivých obratlů různé a ovlivňují pohyblivost úseku páteře, ve kterém se nacházejí. Rozlišujeme tyto výběžky:

kloubní výběžky - *(processus articulares superiores a inferiores)* jsou párové a mají směr kaudálně kraniální (horní a dolní). Tvarem svých kloubních plošek umožňují a omezují vzájemný pohyb obratlů. Obratel je jimi kloubně připojen ke kloubním výběžkům sousedních obratlů.

příčné výběžky - *(processus transversi)* jsou párové, vystupují na laterální straně oblouku a jsou k nim upnuty svaly.

trnový výběžek – *(processus spinosus)* je nepárový, nachází se v mediální rovině na dorzálním obvodu oblouku a jsou k němu upnuty svaly. Je zároveň jedinou částí obratle, která je na těle dobře hmatatelná.

6.6. Obratle bederní

Obratle bederní se nachází ve spodní části páteře, je jich pět a nazývají se *vertebrae lumbales*. Označují se L1 – L5 a jsou největší ze všech obratlů, protože pro své nejspodnější uložení v páteři přenáší největší zatížení. Tělo bederního obratle je vysoké a transverzálně rozměrnější. Terminální plochy mají ledvinovitý tvar a jsou téměř rovné. Pouze u posledního obratle L5 je kaudální plocha šikmá, v důsledku zalomení promontoria L5-S1. Oblouk bederního obratle je mohutný, vytvářející nepravidelný trojúhelníkový tvar foramen vertebrale. Trnový výběžek je podstatně kratší než u obratlů krčních a hrudních. Příčné výběžky jsou tvořeny zakrnělým bederním žebrem *(processus costarius)* a nachází se ventrálně od výběžků kloubních. Kloubní plošky leží v rovině sagitální, horní je konkávní, obrácená mediálně, dolní je konvexní a je obrácena laterálně.

6.7. Spojení obratlů

Sousední obratle jsou vzájemně spojeny pomocí:

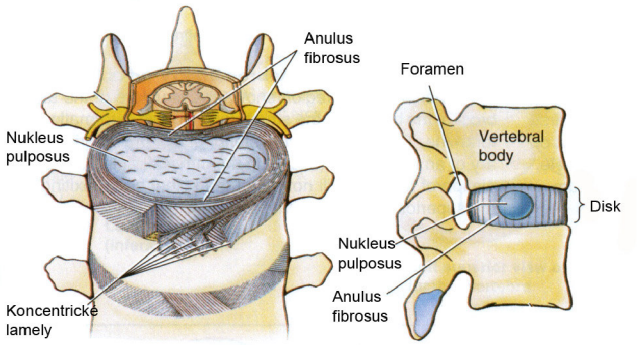
- **meziobratlového disku** – spojující terminální plochy sousedních těl obratlů
- **meziobratlových kloubů** – mezi kloubními výběžky sousedních obratlů
- **vazů páteře** – probíhající mezi těly, oblouky a výběžky páteře

6.7.1. Meziobratlový disk

Meziobratlový disk *(disci intervertebrales)* se nachází mezi terminálními plochami dvou sousedních těl obratlů. Celkem je jich 23. První se nachází mezi $C_2 – C_3$ a poslední mezi $L_5 – S_1$. Jejich tloušťka roste ve směru kraniokaudálním a tvoří přibližně čtvrtinu až pětinu z celkové délky páteře. Disky srůstají s vrstvou hyalinní chrupavky, která pokrývá terminální plochy sousedních těl obratlů. Po svém obvodu je disk spojen s podélnými vazy *(longitudinal ligaments)*. Meziobratlový disk se skládá z jádra *(nucleus pulposus)* a vazivového prstence *(anulus fibrosus)*. [58]

Hlavní funkcí meziobratlového disku je:

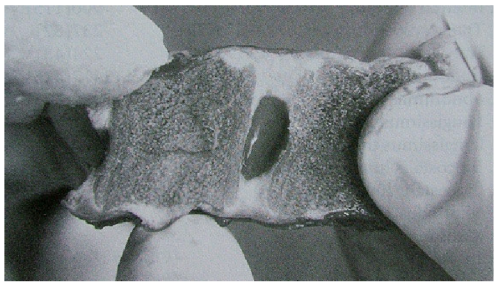
- spojovat sousední těla obratlů
- přenášet zatížení mezi sousedními obratli
- tlumit rázové zatížení páteře
- umožňovat a zároveň omezovat vzájemný pohyb obratlů



Obr. 6.7.1.1. – meziobratlový disk [77]

Nucleus pulposus

Uvnitř ploténky, blíže dorsální části, je umístěno jádro, které má řídký rosolovitý charakter a pro obsah velkého množství vody je téměř nestlačitelné. V bederní oblasti páteře zaujímá jádro asi čtvrtinu z celkového objemu disku. Nucleus pulposus je složen hlavně z vody, protoglykanů a kolagenních vláken. Obsah vody v jádře se mění s věkem a pohybuje se v rozmezí 70-90%. U mladého člověka je Nucleus pulposus průsvitný a v dospělosti přechází v bělavý až nahnědlý s větší koncentrací kolagenních vláken. [10], [40]



Obr. 6.7.1.2. – meziobratlový disk bederního obratle [36]

Anulus fibrosus

Vnější část meziobratlového disku tvoří vazivový prstenec složený z těsně přiléhajících, koncentrických lamel, na jehož obvodu je husté fibrózní vazivo. Ve ventrální oblasti disku jsou lamely širší než v oblasti dorsální, což je způsobeno spíše dorsálnějším umístěním jádra v disku. Uvnitř lamel jsou zvlněná kolagenní vlákna, jejichž konce přechází do chrupavčité desky obratlových těl. Vlákna v sousedních lamelách se navzájem kraniokaudálně překřižují pod úhly přibližně 65° až 70° k vertikální ose. [79], [104]

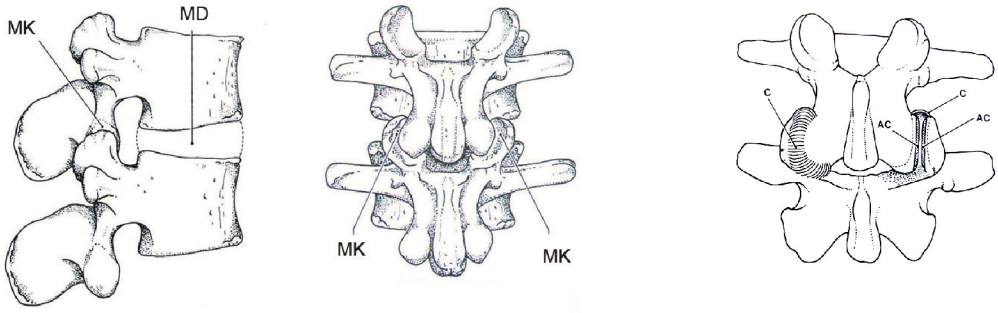
Hlavní strukturní složkou prstence je voda, zaujímající až 60-70 % jeho objemu. Kolagen tvoří asi 50-60 % jeho suché váhy.

6.7.2. Meziobratlové klouby

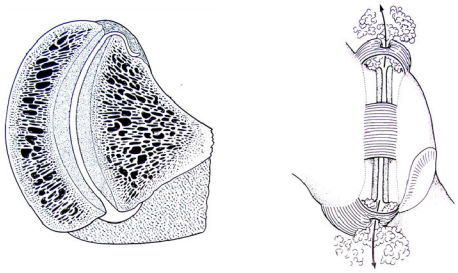
Meziobratlový kloub *(articulatio intervertebralis)* je situován na koncích kloubních výběžků sousedních obratlů. Kloubní plošky jsou pokryty kloubní chrupavkou, jejíž tloušťka je 1-2 mm. Nejsilnější vrstva se nachází kolem středu každé z plošek. Kloubní dutina *(cavum articulare)* mezi nimi

je překryta synoviální membránou. Tu obklopuje kloubní kapsule *(capsula articularis),* která se upíná kousek za okrajem chrupavky ke kloubnímu výběžku. Kloubní dutina má shodnou orientaci s kloubními plochami. Stykové plochy kloubů jsou po obvodu spojeny kloubní kapsulí za pomocí vazů *(ligamentum flavum)*, která se skládá z kolagenních vláken. Na jejím horním a spodním okraji jsou dva otvory, které propouští tuk z kapsule do okolí. Uvnitř kapsule je synoviální tekutina, která chrupavky vyživuje, udržuje jejich pružnost a snižuje tření mezi stykovými plochami. [10]

Sklon i tvar plošek kloubních výběžků se liší podle jednotlivých úseků páteře.



Obr. 6.7.2.1. – meziobratlové klouby bederního obratle [10], **AC** – kloubní chrupavka, **MD** – meziobratlový disk, **MK** – meziobratlový kloub, **C** – vazivová kapsule



Obr. 6.7.2.2. – řez meziobratlovým kloubem a detail otvorů kapsule pro propouštění tuků [10]

6.7.3. Chrupavka

Kloubní hyalinní chrupavka *(cartilago articularis)* je tvrdá, hladká a pružná chrupavka, která se napojuje na kloubní plochy kloubních výběžků obratle. Je utvořena z jemných kolagenních vláken, které jsou rovnoměrně rozloženy v matrici. [29], [55]

Výrazná změna vlastností kloubní chrupavky nastává s věkem. Obzvláště tuhost a pevnost chrupavky se s rostoucím věkem snižují. Díky synoviální kapalině, vylučované z chrupavky při zatížení, je udržována jejich pružnost a jsou snižovány pasivní odpory. [10], [72]

6.7.4. Vazy páteře

Důležitou fyziologickou a mechanickou funkcí měkkých spojovacích tkání, jako jsou svalové šlachy, vazy a kloubní chrupavky, je mechanická interakce mezi kostí a svalem nebo mezi dvěma kostmi.

Vazy páteře *(ligamenta columnae vertebralis)* spolu se svaly významně přispívají k zajištění stability páteře. Dále umožňují fyziologický pohyb s omezením vzájemné polohy obratlů a zamezují útlaku míchy, případně míšních kořenů.

Vazy páteře se rozdělují na vazy dlouhé, které probíhají prakticky podél celé páteře a vazy krátké, jež spojují oblouky a výběžky přilehlých obratlů. [10], [40]

6.8. Struktura kostní tkáně

Mechanické vlastnosti kostní tkáně jsou v jednotlivých směrech různé. Vedle degradace mechanických vlastností může docházet i k její revitalizaci a obnově. Kostní tkáň je visko-elastický, anizotropní, kompozitní materiál. Je jednou z hlavních tkáňových složek lidského těla.

Během každodenních aktivit může být kostní tkáň lidského těla vystavena široké škále zátěžných stavů souvisejících s gravitací, svalovou aktivitou, tlakem přilehlých tkání a s atmosférickým tlakem. Zda dojde k poškození kostní tkáně jako důsledek jednoho nebo více výše zmíněných faktorů závisí na biomechanických vlastnostech kostní tkáně.

6.8.1. Mikrostruktura kostní tkáně

Kostní tkáň se skládá z kostních buněk a mezibuněčné hmoty. Elementárními složkami kostní tkáně jsou kolagenní vlákna, která tvoří téměř jednu třetinu suché váhy kosti, a krystalky fosforečnanu vápenatého (hydroxiapatitu).

Kolagenní vlákna zapuštěná v organické matrici přispívají hlavně k její pevnosti a tuhosti, zatímco její tvrdost způsobují její anorganické složky.

Tvorba, uchovávání a odbourávání kostní tkáně probíhá díky čtyřem typům kostní buňky: **osteoblasty, povrchové kostní buňky, osteoklasty, osteocyty.**

Osteoblasty

Jsou kostitvorné buňky zploštělého tvaru pokrývající velkou část aktivního povrchu kosti. Svou aktivitou způsobují změnu tvaru kosti a způsobují také změnu hustoty kostní tkáně. Hrají důležitou roli nejen při tvorbě kosti, kdy produkují základní kostní hmotu, ale také při jejím odbourávání. [97]

Povrchové kostní buňky

Tyto tzv. klidové buňky zploštělého tvaru jsou umístěny v neaktivním povrchu kostní tkáně a u dospělého jedince tvoří asi 80 % povrchu kosti. U těchto povrchových buněk neprobíhá dělení, ale vhodnou stimulací mohou být aktivovány a stávají se opět vrstvou osteoblastů.

Osteoklasty

Díky těmto buňkám dochází k odbourávání povrchu kosti, jehož proces probíhá na principu uvolňování vápníku.

Osteocyty

Jedná se o podlouhlé zploštělé kostní buňky uzavřené v dutinách kostní matrice. Jejich hlavní funkcí je zachování kostní tkáně a regulace vápníku v tělesných tekutinách.

Modelace a remodelace kostní tkáně

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, které je na buněčné úrovni přeměněno na tok iontů. Při zatížení je důležité, zda se jedná o namáhání monotónní či proměnné, fyziologické nebo patologické. Experimentem bylo ověřeno, že pokud je kost v nezatíženém 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. [49], [97] Tedy pokud je kost namáhaná fyziologicky, pak nastává její fyziologická obměna, pokud je namáhána patologicky, málo nebo příliš, pak patologická – artrofie nebo skleróza.

6.8.2. Makrostruktura kostní tkáně

Kostní tkáň lze klasifikovat jako kompaktní - kortikální *(substantia compacta)* a spongiózní *(substantia spongiosa)*.

Kortikální kostní tkáň

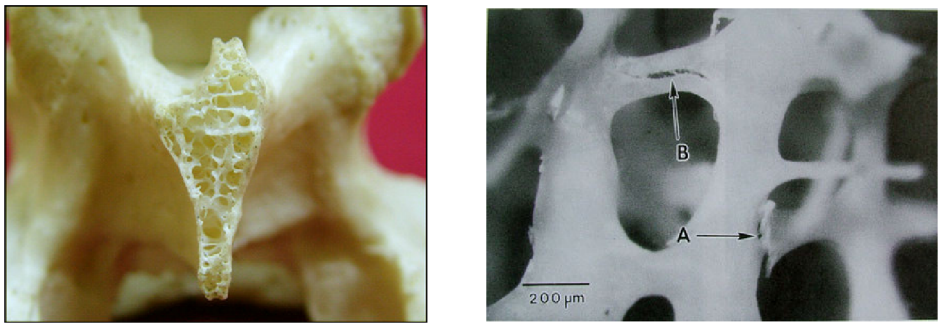
Kortikální kostní tkáň je tenká vrstva hutné tvrdé tkáně na povrchu trámčité kostní tkáně. Tloušťka kortikální kostní tkáně není stejná v celém povrchu kosti, nýbrž je proměnná a liší se v závislosti na interakci s okolím. [3], [49]

Spongiózní kostní tkáň

Spongiózní kostní tkáň je tkáň s trámečkovou strukturou uvnitř kosti. Orientace těchto trámečků i jejich velikost je různá. Obecně lze říci, že odpovídá směrům hlavních napětí.

Při jejich změně způsobené například úrazem, tedy při změně namáhání, dochází k jejich tzv. remodelaci. Při ní dochází ke změně hustoty, struktury i vnějšího tvaru a objemu kosti.

Prostor mezi trámečky je vyplněn červenou kostní dření. Obsahuje jemnou síť retikulárního vaziva, které je bohatě protkáno krevními vlásečnicemi. V dutinkách tohoto vaziva je krvetvorná tkáň obsahující buňky pro tvorbu červených a bílých krvinek. [49]



Obr. 6.8.2.1. – trámečky spongiózní kostní tkáně [10]

7 MECHANICKÉ VLASTNOSTI PRVKŮ PÁTEŘE

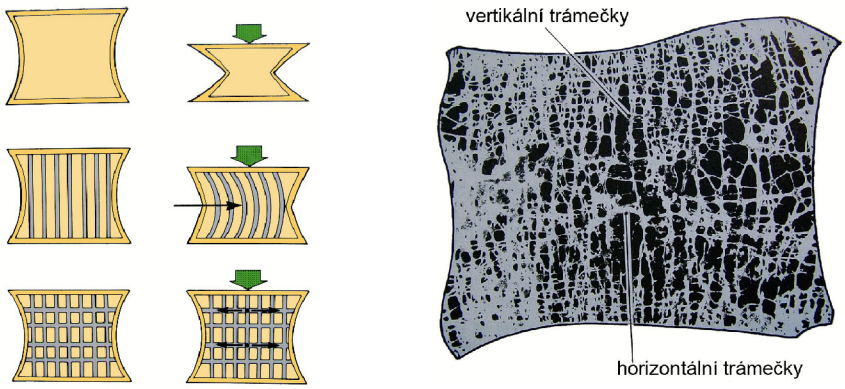
7.1. Kostní tkáň

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. [39], [61]

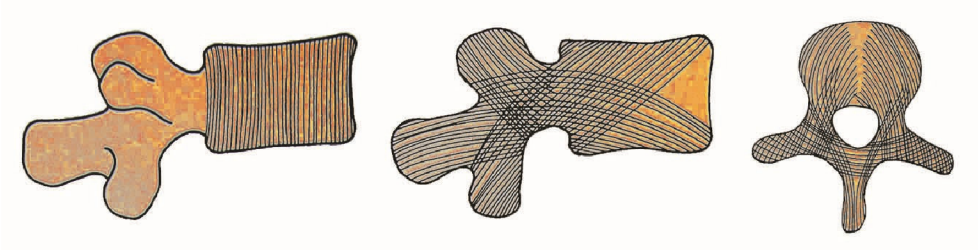
7.2. Obratel

Obratel patří do skupiny tzv. krátkých kostí, které se vyznačují nepravidelným tvarem s nepravidelnými kloubními plochami. Tenkou povrchovou vrstvu obratle tvoří kompaktní kostní tkáň – kortikála. Vnitřní část obratle je tvořena trámčitou kostní tkání – spongiózou. Na strukturu spongiózní kostní tkáně má významný vliv namáhání obratle. Obratel tak vytváří prvek páteře, který je schopný odolávat značnému namáhání, při relativně malé hmotnosti. [33], [60]

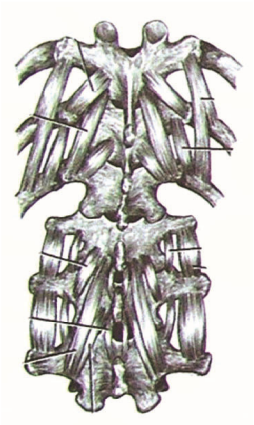


Obr. 7.2.1. – trámečky spongiózní kostní tkáně [10]

Trámečky jsou orientovány ve směru hlavních napětí. Jejich velikost, hustota a směr se mění v závislosti na změnách hlavních napětí [10]. Volný prostor mezi trámečky je vyplněn krvetvornou tkání.



Obr. 7.2.2. – orientace trámečků spongiózy podle směru hlavních napětí [10]



Zadní obratlové výběžky mají nepravidelný tvar. Rozeznáváme tři druhy výběžků: spinální a dva párové - transverzální a kloubní (artikulární). K obratlovým výběžkům jsou upnuty svaly a vazy.

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.

Obr. 7.2.3. – krátké svaly páteře upnuté k výběžkům obratlů [36]

Pediklům bývá připisována méně významná funkce, avšak z chirurgického hlediska jsou pro naši problematiku velmi významné. Právě skrze pedikly vedou šrouby většiny fixátorů.

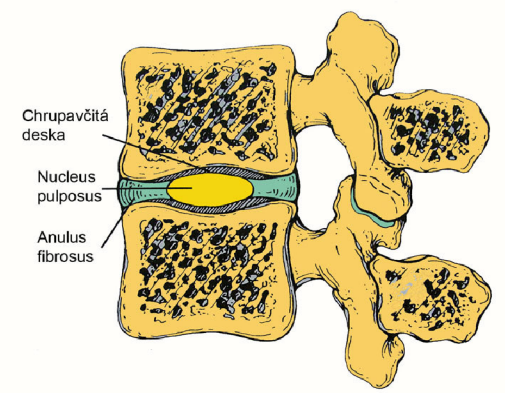
7.3. Meziobratlový disk

Meziobratlový disk se skládá ze tří základních komponent. Z nuclea pulposa nacházejícího se ve středu disku, anula fibrosa na jeho okrajích a chrupavčitých desek na terminálních plochách. I když jsou jádro i prstenec zřetelné, neexistuje mezi nimi hranice. Okrajové části nuclea splývají s anulem. Třetí komponentou disku jsou dvě chrupavčité vrstvy – chrupavčité desky, které pokrývají horní a spodní terminální plochu disku a oddělují disk od přilehlého těla obratle.

7.3.1. Nucleus pulposus

Nucleus pulposus u mladého zdravého člověka má charakter gelové struktury. Histologicky se skládá z chrupavčitých buněk a nepravidelně uspořádaných kolagenních vláken rozmístěných v polotekuté matrici. Jak se snižuje množství vody v jádře s přibývajícím věkem, dochází k poklesu elasticity. [32]

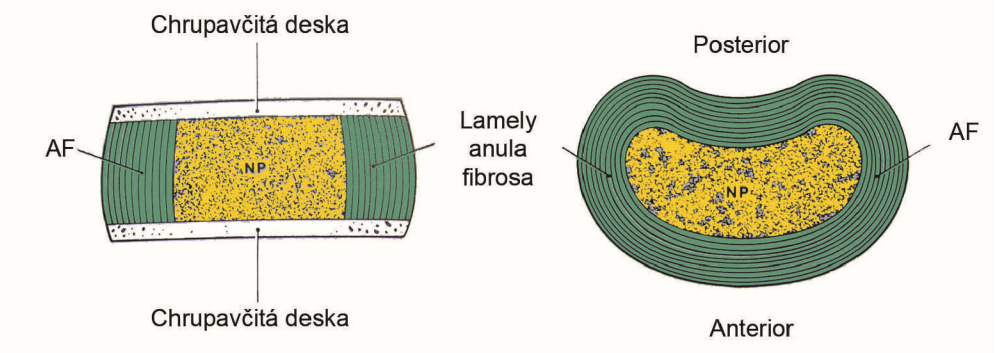
Při pohybu obratlů a to především při flexi a lateroflexi, dochází v důsledku gelové struktury nuclea pulposa ke změně jeho tvaru. Z diskového tvaru se mění na kulovitý, čímž dochází i k posunutí jeho středu. V literatuře, v souvislosti s touto změnou tvaru nuclea pulposa, se často uvádí, že dochází k natočení obratlů kolem nuclea pulposa.



Obr. 7.3.1. – schéma meziobratlového disku v segmentu páteře [36]

7.3.2. Anulus fibrosus

Skládá se z kolagenních vláken uložených ve velice organizovaném uspořádání. V prvé řadě jsou kolagenní vlákna uspořádána v 10-12 lamelách, které jsou koncentricky rozloženy okolo jádra. Tloušťka lamel se pohybuje v rozmezí 0,1–0,3 mm. Lamely jsou silnější v anteriorní a laterálních částech disku, zatímco posteriorně jsou slabší a těsněji uložené. Následkem toho je i prstenec posteriorně tenčí oproti jeho zbylým částem.



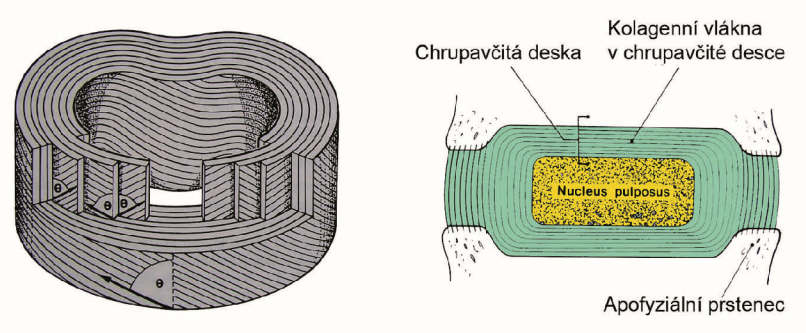
Obr. 7.3.2. – struktura anula fibróza [10]

V každé lamele jsou vlákna uložena rovnoběžně a probíhají z obratle nad ním do obratle pod ním. Sklon vláken k vertikální ose je ±(65-70°) a periodicky se střídá v každé lamele buď směrem napravo, nebo nalevo. [10] Každá druhá lamela má tedy shodný směr vláken. Množství kolagenních vláken v lamelách ke středu disku klesá.

Mechanické vlastnosti v lamelách prstence se mění, protože ve vnějších lamelách je více vláken než ve vnitřních. Vnější lamely jsou tužší. Tato složitá struktura přispívá k velké pevnosti disku, jenž brání vyhřeznutí jádra. Změny jeho materiálových vlastností ovlivní deformaci celého meziobratlového disku. Degenerace a stárnutí mají také významný vliv na strukturu prstence disku. [10]

7.3.3. Chrupavčitá deska

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. Chrupavčitá deska je po svém obvodu ohraničená apofyziálním prstencem obratle. Je propustná pro živiny. Ačkoli není zřejmé, zda-li tato deska přináleží spíše obratli nebo meziobratlovému disku, v současné době se odborníci přiklání spíše k druhé variantě. Toto tvrzení podporuje i fakt, že chrupavčitá deska je vázána k meziobratlovému disku. Naopak je jen slabě připojena k tělu obratle a při mnoha úrazech páteře bývá zcela odtržena od obratlového těla.



Obr. 7.3.3. – lamelová struktura anula fibróza [10]

Z histologického hlediska se chrupavčitá deska skládá jak z hyalinní, tak z fibrózní chrupavky. Zatímco hyalinní chrupavka je situována blíže obratlovému tělu, fibrózní pak naopak blíže k jádru. S narůstajícím věkem se chrupavčitá deska mění a postupně se stává prakticky pouze fibrózní chrupavkou. Kolagenní vlákna vnitřních vrstev prstence pronikají do chrupavčité desky, kde vytváří fibrózní chrupavku, zatímco vlákna vnějších vrstev jsou ukotvena v kostní tkáni apofyziálního prstence. Při sledování těchto vláken po celé jejich délce je zřejmé, že jádro je jimi zcela obklopeno. [10], [72]

8 ZATÍŽENÍ A POHYBLIVOST PÁTEŘE

Určení mechanického zatížení jednotlivých prvků páteře je velmi problematické. Měření in vitro můžeme téměř vyloučit. 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.

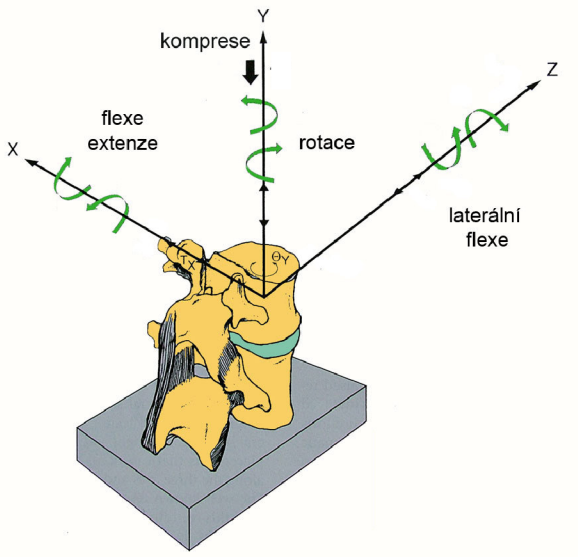
Tato kapitola tvoří teoretický základ pro tvorbu modelu zatížení v kapitole 12.5..

8.1. 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:

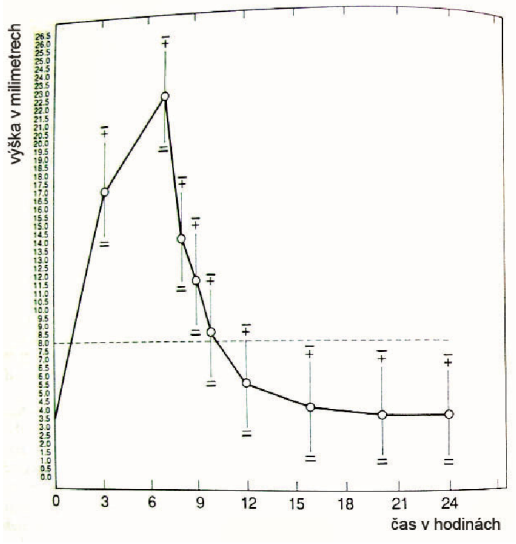
- **komprese**
- **předklon - flexe**
- **záklon - extenze**
- **úklon – laterální flexe**
- **axiální rotace**



Obr. 8.1.1. – základní složky pohybu páteře [36]

8.2. Komprese

Tato složka pohybu 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. Komprese způsobí snížení obsahu vody v disku o 5-10 %.



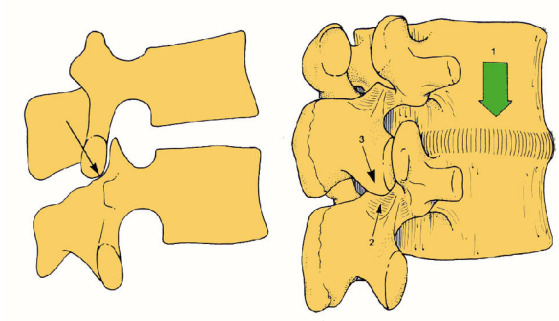
Komprese má značný vliv i na změnu výšky těla v průběhu dne. Během 16 hodinového dne, kdy je meziobratlový disk vystaven zatížení při chůzi a sezení, ztráta tekutin z disku způsobí změnu v jeho výšce okolo 10 %. Vezmeme-li v úvahu, že meziobratlové disky tvoří přibližně čtvrtinu výšky páteře, pak tento úbytek tekutiny v jádře způsobí, že je člověk večer asi o 1-2 % nižší oproti ránu. Což se projeví v průběhu dne změnou výšky u dětí asi o 1 cm a u dospělých lidí až o 2,5 cm.

Obr. 8.2.1. – změna výšky člověka v průběhu dne [72]

Výška člověka je opět obnovena při spánku nebo odpočinku vleže, kdy páteř není axiálně zatížena a disk je zpětně rehydratován. [72]

Studie také ukázaly, že axiální zatížení není přenášeno jen skrze meziobratlový disk, ale částečně také přes meziobratlové klouby. Různé studie se liší v uváděných hodnotách v důsledku použití různých experimentálních metod. Většina autorů se však shoduje na rozsahu 20 – 28 % z celkového zatížení. [10], [98]

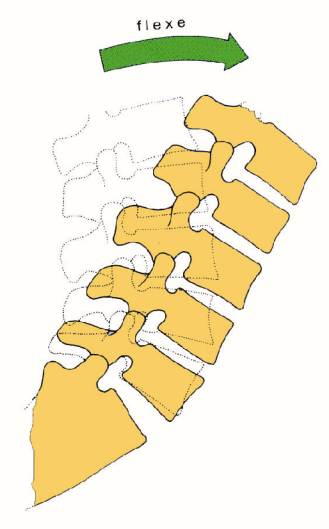
I když jsou meziobratlové klouby zakřiveny v transversální rovině, v sagitální a mediální rovině jsou rovnoběžné se směrem axiálního zatížení. Čímž v neutrální pozici nejsou tomuto zatížení vystaveny
a kloubní plošky po sobě pouze sklouznou. Proto aby přenášely axiální zatížení, musí dojít buď k určité odchylce jejich orientace, nebo musí nastat kombinace dvou pohybů, např. se současnou extenzí nebo laterální flexí.



Obr. 8.2.2. – pohyb páteřního segmentu při kompresi [10]

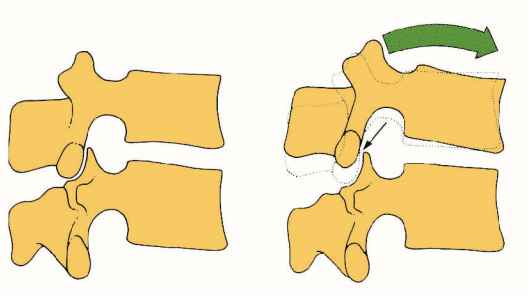
8.3. Flexe

Flexe nebo-li předklon je složkou pohybu páteře, při které dochází k natočení obratlů kolem osy x v kladném smyslu (viz. obr. 8.1.1.). Při flexi se celá páteř naklání dopředu.



Největší podíl na flexi (50-60°) má bederní páteř. Zejména spodní pohybové segmenty. V hrudní části páteře je tato složka pohybu omezena natočením ploch meziobratlových kloubů a hrudním košem, který výrazně tento pohyb limituje. V oblasti krční páteře opět dochází k výraznějšímu natočení obratlů (viz. Obr. 8.7.1.).

Obr. 8.3.1. – naklonění páteře při flexi [10]



Obr. 8.3.2. – pohyb obratlů při flexi [10]

8.4. Extenze

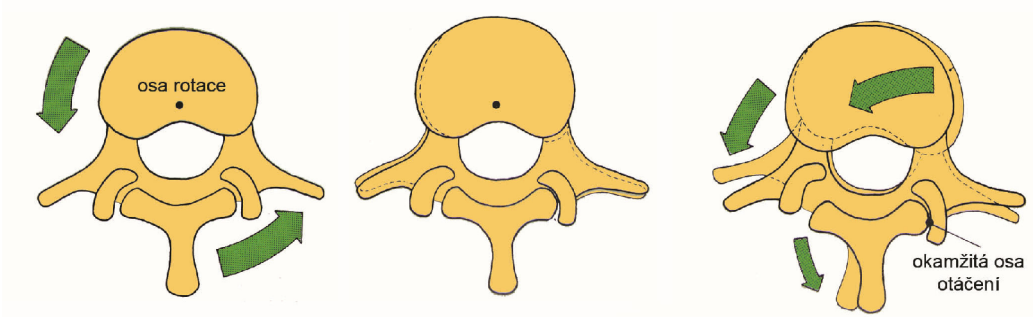
U extenze neboli záklonu dochází k natáčení obratlů kole osy x v záporném smyslu, tedy opačném než při flexi. Extenzi páteře zpravidla doprovází sagitální rotace, směrem dozadu, a malé zpětné posunutí obratlů.

Vzhledem ke geometrii bederního obratle je v obou případech pohyb limitován jiným způsobem. Při flexi se kloubní výběžky mohou oddalovat, dokud jejich pohyb není omezen vazivovou kapsulí nebo ligamenty. U extenze se kloubní výběžky pohybují směrem dolů, dokud nenarazí na pevnou kost laminy, která zamezí dalšímu pohybu. Pokud se zatížení dále zvětšuje, dochází k axiální rotaci. [68], [72]

8.5. Rotace

K výrazné axiální rotaci dochází v krční a hrudní úrovni páteře. V oblasti bederní páteře je rotace značně omezená orientací kloubních plošek.

Axiální rotace v bederní páteři zahrnuje jak zkroucení meziobratlového disku, tak dotyk meziobratlových kloubů. Z tohoto pohledu obě komponenty přispívají k omezení tohoto pohybu. Nadměrnému zkroucení disku zabraňují nejen meziobratlové klouby, ale i některé vazy, upínající se na trnovité výběžky.



Obr. 8.5.1. – pohyb segmentu při rotaci [10]

Kvantitativní analýza ukázala, že meziobratlový disk zabraňuje axiální rotaci asi z 35 % a zbylých 65 % zajišťují meziobratlové klouby a vazy. [72]

8.6. Laterální flexe

V průběhu laterální flexe trupu pohyb převládá zejména ve spodní části hrudní (T11-L1) a spodní části bederní páteře, kde největší pohyb nastává v oblasti L3-L4 (viz. Obr. 8.7.1.).

V úseku hrudní páteře orientace kloubních plošek tento pohyb dovoluje, zatímco hrudní koš mu zabraňuje. V úseku bederní páteře je rozsah této složky pohybu v jednotlivých segmentech rozdílný.

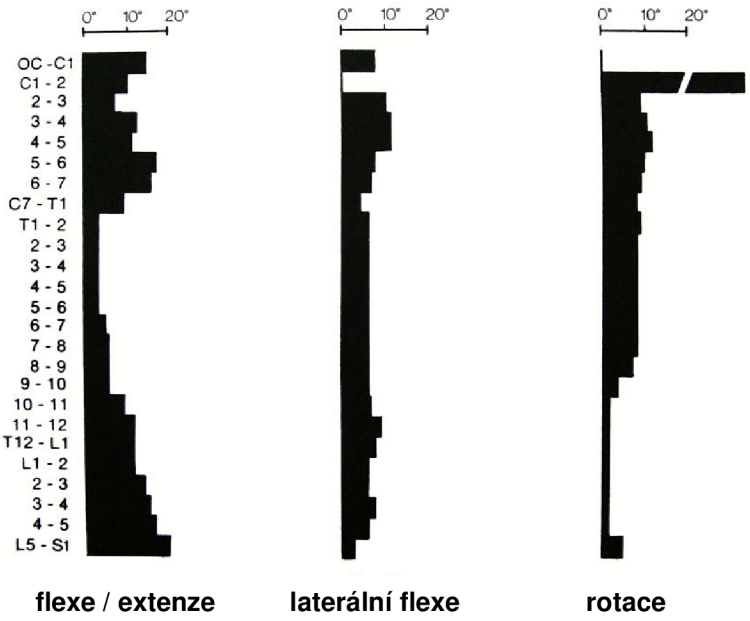
Při laterální flexi dochází zpravidla k doprovodné axiální rotaci. [5]

8.7. Rozsah základních složek pohybu v segmentech bederní páteře

Následující tabulka 8.7.1. a obrázek 8.7.1. ukazují rozsahy 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. 8.7.1. – rozsah jednotlivých složek pohybu bederní páteře ve stupních [10]



Obr. 8.7.1. – rozsah jednotlivých složek pohybu páteře [68]

8.8. Rozsah doprovodných složek pohybu k základním složkám pohybu páteře

Každou základní složku pohybu, kterou páteř vykonává, zpravidla v určité míře doprovází další složky pohybu páteře. Jde o následnou kombinaci složek pohybů. [45]

základní složka pohybu bederní páteře ve °	doprovodná složka pohybu ve °					
	rotace		flexe / extenze		laterální flexe	
	stř. hodn.	rozsah	stř. hodn.	rozsah	stř. hodn.	rozsah
rotace vpravo	kladná hodn. = vlevo		kladná hodn. = flexe		kladná hodn. = vlevo	
L1	**-1**	**(-2 – 1)**	**0**	**(-3 – 3)**	**3**	**(-1 – 5)**
L2	**-1**	**(-2 – 1)**	**0**	**(-2 – 2)**	**4**	**(1 – 9)**
L3	**-1**	**(-3 – 0)**	**0**	**(-2 – 2)**	**3**	**(1 – 6)**
L4	**-1**	**(-2 – 1)**	**0**	**(-9 – 5)**	**1**	**(-3 – 3)**
L5	**-1**	**(-2 – 0)**	**0**	**(-5 – 3)**	**-2**	**(-7 – 0)**
rotace vlevo						
L1	**1**	**(-1 – 2)**	**0**	**(-4 – 4)**	**-3**	**(-7 – -1)**
L2	**1**	**(-1 – 2)**	**0**	**(-4 – 4)**	**-3**	**(-5 – 0)**
L3	**2**	**(0 – 1)**	**0**	**(-3 – 2)**	**-3**	**(-6 – 0)**
L4	**2**	**(0 – 1)**	**0**	**(-7 – 2)**	**-2**	**(-5 – 1)**
L5	**0**	**(-2 – 2)**	**0**	**(-5 – 3)**	**1**	**(0 – 2)**
laterální flexe vpravo						
L1	**0**	**(-3 – 2)**	**-2**	**(-5 – 1)**	**-5**	**(-8 – -2)**
L2	**1**	**(-1 – 4)**	**-1**	**(-3 – 1)**	**-5**	**(-8 – -4)**
L3	**1**	**(-1 – 3)**	**-1**	**(-3 – 1)**	**-5**	**(-11 – 2)**
L4	**1**	**(0 – 3)**	**0**	**(-1 – 4)**	**-3**	**(-5 – 1)**
L5	**0**	**(-1 – 2)**	**2**	**(-3 – 8)**	**0**	**(-2 – 3)**
laterální flexe vlevo						
L1	**0**	**(-2 – 2)**	**2**	**(-9 – 0)**	**6**	**(4 – 10)**
L2	**-1**	**(-3 – 1)**	**3**	**(-4 – -1)**	**6**	**(2 – 10)**
L3	**-1**	**(-4 – 1)**	**2**	**(-4 – 3)**	**5**	**(-3 – 8)**
L4	**-1**	**(-4 – 3)**	**1**	**(-4 – 2)**	**2**	**(-3 – 6)**
L5	**-2**	**(-3 – 0)**	**0**	**(-5 – 5)**	**-2**	**(-6 – 1)**

Tab. 8.8.1. – rozsah doprovodných složek pohybu k základním složkám pohybu [10]

8.9. 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 každý má své výhody a nevýhody. Pro nové, aktuální postupy je charakteristická aplikace 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 (fúzí, fixací) dochází ke změně silových poměrů na sousedních segmentech, které může vést ke ztrátě jejích stability.

Rozvoj páteřní fixační techniky přináší částečně poddajné fixátory, které bývají také označovány jako „dynamické". 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.

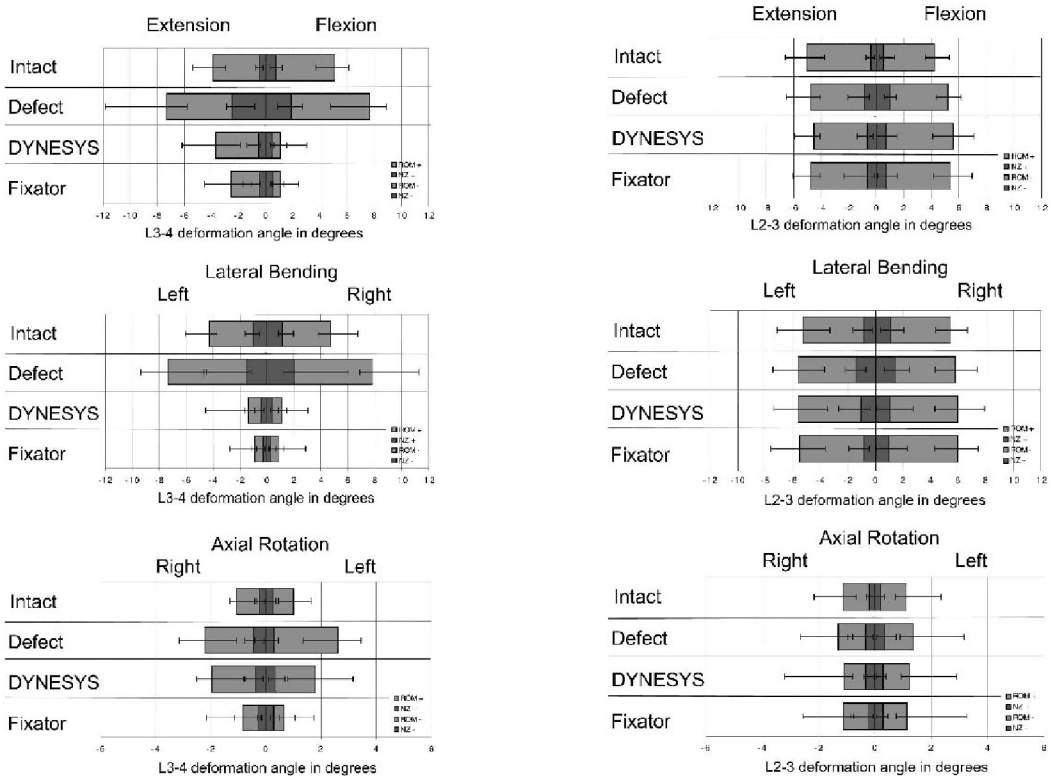
Studie R. Parikha a kol. z Univerzity of Toledo [38] ukázaly, že aplikací poddajného fixátoru (Dynesys) se snížil rozsah pohybu v porovnání s neporušeným segmentem při flexi o 80 %, při extenzi o 70 % a o 65 % při laterální flexi.

S. L. Vishnubhotla ve své práci [75] provedené na základě výpočtového modelování uvádí, že při použití tuhého a poddajného fixátoru vzrostla flexe v přilehlém segmentu L3-L4 o 11 % pro tuhý a 10 % pro poddajný fixátor Dynesys ve srovnání s fyziologickým stavem. U extenze byly hodnoty blízké fyziologickému stavu.

Při hodnocení segmentu s aplikovaným tuhým nebo poddajným fixátorem se rozsah pohybu u segmentu L4-L5 snížil při flexi o 68 % v případě tuhého a o 50 % v případě fixátoru Dynesys. U extenze se snížil rozsah pohybu o 84 % u tuhého fixátoru a o 56 % u zařízení Dynesys ve srovnání s fyziologickým stavem. [75]

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,[17], [21], [24] zatímco experimenty a MKP výpočty se silovým zatěžováním přišly k protichůdným výsledkům. [7], [80], [81]

W. Schmoelz ve své práci [87] provedl in vitro experimentální studii rozsahu pohybů u stabilizovaného páteřního segmentu a u přilehlého segmentu. Ve své práci uvažoval fyziologický stav, stav s porušenou stabilitou, páteřní segment s implantovaným poddajným fixátorem Dynesys a tuhým fixátorem. Přišel k těmto výsledkům viz. Obr. 8.9.1..



(A) (B)

Obr. 8.9.1. – rozsahy pohybů v případě operovaného segmentu L3-L4 (A) a v případě přilehlého segmentu L2-L3 (B). Zobrazené hodnoty prezentují medián a odchylku v šesti testovaných vzorcích. [87]

C.A. Niosi a kol. ve své práci [92] studuje změny kinematických poměrů při ztrátě a obnově stability páteřního segmentu. Naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulce níže viz. Tab. 8.9.1.. Výsledky udává pro případ zatěžování ohybovým momentem 7,5 Nm a pro případ zatěžování ohybovým momentem 7,5 Nm spolu s tlakovým silovým zatěžováním o velikosti 600 N.

stav	flexe	extenze	laterální flexe	axiální rotace
A) bez spolupůsobícího silového zatížení				
neporušený segment	3.7±1.5°	3.3±1.5°	3.8±1.4°	2.1±0.9°
porušený segment	6.1±1.4°	4.4±1.2°	5.0±1.8°	2.8±1.2°
s fixátorem Dynesys	1.0±0.6°	1.1±0.7°	1.0±0.5°	1.6±1.0°
B) se spolupůsobícím silovým zatížením				
neporušený segment	4.4±2.0°	2.4±0.9°	2.4±1.2°	1.2±0.5°
porušený segment	5.8±2.5 °	2.7±1.7°	1.4±0.9°	1.3±0.6°
s fixátorem Dynesys	0.5±0.3 °	0.5±0.3°	0.5±0.2°	1.0±0.5°

Tab. 8.9.1. – rozsahy pohybů ve stupních naměřených u deseti vzorků segmentu L3-L4 pro fyziologický segment, porušený segment a segment s fixátorem Dynesys se standardní rozpěrkou. Hodnoty naměřené ve variantě bez (A) a se spolupůsobícím tlakovým zatěžováním (B). [92]

FDA Executive Summary pro páteřní systém Dynesys [28] uvádí porovnání naměřených hodnot rozsahů pohybů pro fyziologický stav segmentu a pro porušený segment s aplikovaným fixátorem viz Tab. 8.9.2.

stav	flexe	extenze	laterální flexe	axiální rotace
neporušený segment	3.93 ± 1.84°	3.93 ± 1.84°	8.55 ± 1.43°	2.33 ± 0.50°
s fixátorem Dynesys	2.06 ± 0.95°	2.06 ± 0.95°	0.78 ± 0.22°	2.79 ± 0.82°

Tab. 8.9.2. – rozsahy pohybů ve stupních u páteřního segmentu L3-L4 pro fyziologický stav a pro porušený segment s fixátorem Dynesys [28]

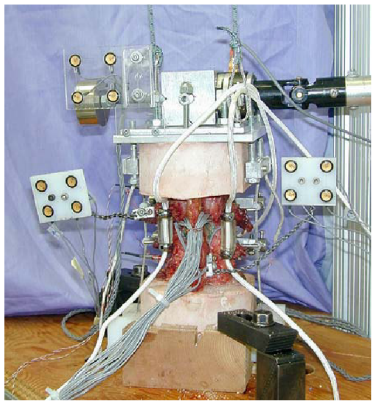
Dále jsou v tabulkách uvedeny naměřené hodnoty různých autorů pro rozsahy pohybů segmentu ve fyziologickém stavu Tab. 8.9.3. a segmentu s obnovenou stabilitou pomocí fixátoru Dynesys Tab. 8.9.4..

práce	zatížení (Nm)	flexe	extenze	laterální flexe	axiální rotace
Panjabi et al. [127]	7.5	6.5°	2.0°	5.0°/4.5°	1.8°/2.0°
Fujiwara et al. [128]	6.6	3.0°	2.4°	7.3°	2.3°
Mimura et al. [129]	10	12.8°	-	11.0°	2.5°
Schmoelz et al. [74]	10	4.5°	4.0°	4.0/5.0°	1.0°/1.0°
Yamamoto et al. [130]	10	7.5°	3.7°	5.8°/5.7°	2.7°/2.5°
Freudiger et al. [131]	18.3	9.6°	2.1°	-	-
Niosi et al. [101]	7.5	3.7°	3.3°	3.5°/4.1°	2.2°/1.2°

Tab. 8.9.3. – rozsahy pohybů ve stupních naměřených různými autory u segmentu L3-L4 pro fyziologický stav [92]

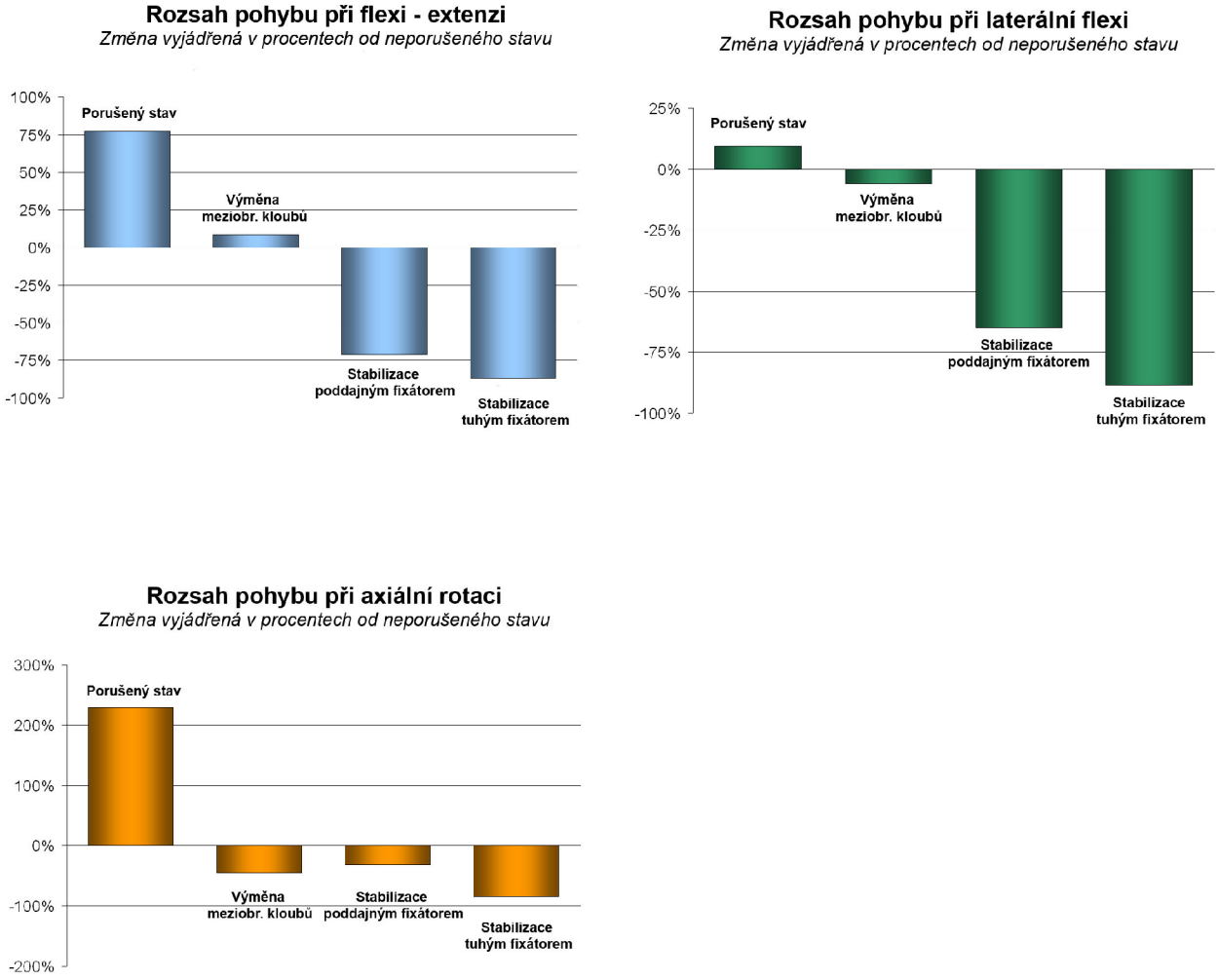
práce	zatížení (Nm)	flexe °	extenze	laterální flexe	axiální rotace
Freudiger et al. [131]	18.3	4.3	1.1	-	-
Schmoelz et al. [74]	10	1.0	4.0	1.8/1.1	2.0/1.7
Niosi et al. [101]	7.5	1.0	1.1	0.9/1.1	1.7/1.5

Tab. 8.9.4. – rozsahy pohybů ve stupních naměřených různými autory u segmentu L3-L4 s aplikovaným fixátorem Dynesys [92]



Obr. 8.9.2. – testovací zařízení. Zadní pohled na páteřní segment s aplikovaným fixátorem Dynesys. [92]

V.K. Goel a kol. ve svém výzkumu [114] porovnává pomocí výpočtového modelování změnu rozsahů pohybů u fyziologického páteřního segmentu, porušeného segmentu a segmentu stabilizovaného různými typy fixátorů. Ve své práci pracuje s tuhým fixátorem, fixátorem Dynesys a se systémem výměny meziobratlových kloubů. Analyzované vzorky zatěžuje silovou dvojicí o velikosti 10 Nm spolu s tlakovým silovým zatížením 400 N. Procentuální porovnání výsledků je ukázáno na následujících obrázcích Obr. 8.9.3..



Obr. 8.9.3. – procentuální porovnání změny rozsahu pohybů u porušeného páteřního segmentu a segmentů se třemi způsoby stabilizace [114]

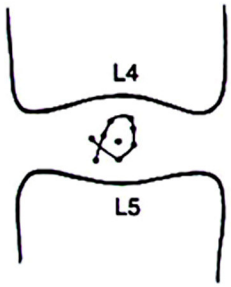
Rozsahy pohybů se mohou u jednotlivých pacientů lišit v závislosti na věku, stavbě těla a velikosti degenerativních změn. Na druhou stranu i pohybové omezení každého typu implantátu se liší. Výsledná pohyblivost operovaného pohybového segmentu je dána kombinací stavby a stavu páteře a implantátu.

8.10. 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 [45], [68] viz. obrázek 8.10.1.. U zdravé páteře se celá tato trajektorie nachází v oblasti disku. [68] Práce [70] 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. [6], [15], [45], [68], [70]

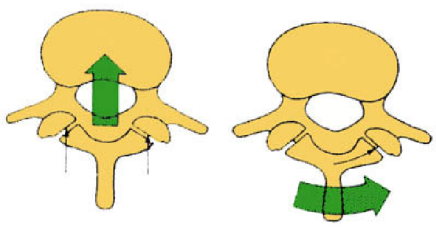


Obr. 8.10.1. - trajektorie okamžitého středu otáčení v rozsahu pohybu z maximální extenze do maximální flexe.

8.11. Meziobratlové klouby

Omezení, resp. ovlivnění, jednotlivých složek pohybu páteře meziobratlovými klouby závisí na geometrické konfiguraci plošek páteřních kloubů, která se v jednotlivých úsecích páteře a na jednotlivých obratlích mění.

Tvar stykových plošek kloubních výběžků je obecně velmi složitý. Např. v bederním úseku páteře jsou kloubní stykové plochy páteřních kloubů téměř rovnoběžné s osou y a orientovány pod úhlem 45° k mediální rovině (viz schematický obrázek 8.11.1.). To má za následek omezení posuvu obratlů směrem dopředu, dále výrazné omezení extenze, rotace a částečně i laterální flexe. Při kompresi, kdy se stykové plochy po sobě posouvají, dochází k omezení pohybu až na okrajových oblastech kloubních ploch, kde vlivem zakřivení na sebe kloubní plochy dosednou. K omezení pohybu nedochází u flexe, kdy se kloubní plošky od sebe oddalují.



Obr. 8.11.1. – schematické znázornění omezení pohybu obratlů v důsledku natočení kloubních ploch u segmentů bederní páteře [10]

Změna pohybu ovlivňuje také namáhání obratlů v oblasti jednotlivých kloubů. Namáhání páteřních kloubů je významně ovlivněno vazivovým a svalovým aparátem segmentu.

8.12. Vazy

Vazy významnou měrou ovlivňují namáhání a pohyblivost páteře. V oblasti páteře jsou významné tyto vazy:

Ligamentum longitudinale anterius - pro své podélné rozložení zabraňuje vertikální separaci předních částí obratlových těl. A to zejména při záklonu – extenzi. Dále pomáhá odolávat anteriornímu prohnutí bederní páteře a vzájemnému posuvu obratlových těl dopředu nebo dozadu.

Ligamentum longitudinale posterius - jeho hlavní úlohou je také zabraňovat vertikální separaci zadních částí obratlových těl.

Ligamentum flavum - jako vaz slouží k zabránění nadměrné separace obratlové laminy.

Ligamenta interspinalia – vlákna tohoto vazu spolu s **Ligamenta supraspinale** zabraňují oddálení spinálních procesů, čímž se podílí na omezení předklonu páteře.

8.13. Svaly

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. Nemalou mírou kompenzují i silové působení na páteřní segment.

9 PATOLOGICKÉ ZMĚNY PÁTEŘNÍHO SEGMENTU

K patologickým změnám páteřního segmentu dochází z různých důvodů. Z hlediska zaměření disertační práce se dále budeme zabývat patologickými změnami souvisejícími se ztrátou stability.

"Instabilita je ztráta schopnosti páteře udržet při vystavení fyziologické zátěži takové postavení obratlů, aby nedocházelo k okamžitému nebo následnému poranění míchy a nervových kořenů a současně nedocházelo k vývoji invalidizující deformity a výrazné bolestivosti". [113]

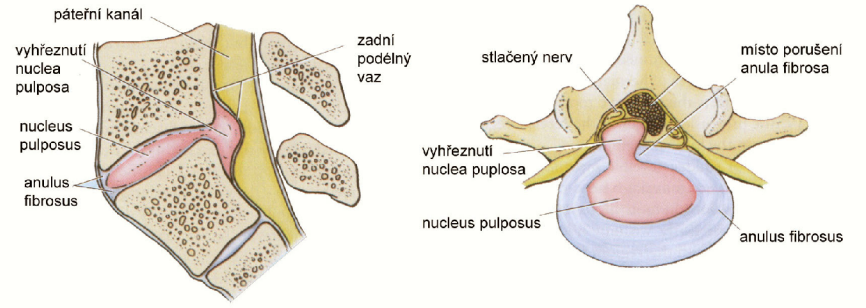
Vyloučíme-li problémy související s vrozenými vadami, nádorovými onemocněními a záněty, pak hlavní příčiny ztráty stability jsou degenerativní změny související se stářím jedince a poraněním páteřního segmentu při úrazech. I když změny na páteřním segmentu mohou být různé, některé jevy a příčiny způsobující instabilitu se vyskytují jak při degenerativním, tak traumatologickém poškození.

9.1. Výhřez meziobratlového disku

Výhřez meziobratlového disku je patologický stav, při kterém dochází k protržení vazivového prstence a k výhřezu části pulpozního jádra mimo něj. Výřezy meziobratlové disku mohou být různé - neoddělené a oddělené, částečný nebo úplný, migrující nebo nemigrující.

K výhřezu meziobratlového disku obvykle dochází do strany - laterální výhřez, vzácněji může dojít i k výhřezu směrem do míšního kanálu - mediální výhřez. Tlakem na míchu nebo nervy vybíhající z páteře může způsobit různé vážné funkční a bolestivé poruchy. [13], [41] K vyhřeznutí disku dochází nejčastěji v dolní bederní oblasti, vzácněji může postihnout i jiné úseky páteře, a je považováno za nejčastější příčinu vyvolávající bolest v oblasti bederní páteře a v nohou. [72], [113]

Výhřezy meziobratlového disku mohou vzniknout buď náhle při velkém přetížení nebo při výrazném zhoršení mechanických vlastností disku. Následně dochází k protržení vazivového prstence a vytlačení části pulpozního jádra. Dojde-li k trhlinám ve vazivovém prstenci při malém přetížení, pak může docházet k postupnému unikání obsahu jádra po malých částech přes degenerativně narušenou tkáň prstence.

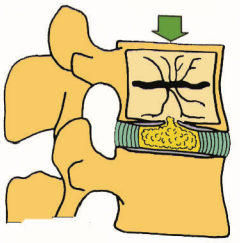


Obr. 9.1.1. – vyhřeznutí jádra do páteřního kanálu [77]

9.2. Porušení chrupavčité desky

Při zatížení páteřního segmentu, které způsobuje jeho kompresi, působí na chrupavčité desky z jedné strany tlak od meziobratlového disku a z druhé strany rozložené silové působení (stykový tlak) od těla obratle.

Pokud jsou mechanické vlastnosti kostní tkáně těla obratle špatné, kostní tkáň ve středu terminální plochy bývá velmi porézní až téměř chybí, pak na chrupavčitou desku v této oblasti působí tlak od nuclea pulposa, deska je velmi namáhaná. Vzhledem k tomu, že chrupavčitá destička je tvořena hyalinní chrupavkou a s věkem dochází k jejímu postupnému ztenčování, může v případě špatné kvality kostní tkáně obratle dojít k jejímu porušení a výhřezu jádra disku do těla obratle. K tomu může dojít i při fyzilologickém zatížení.



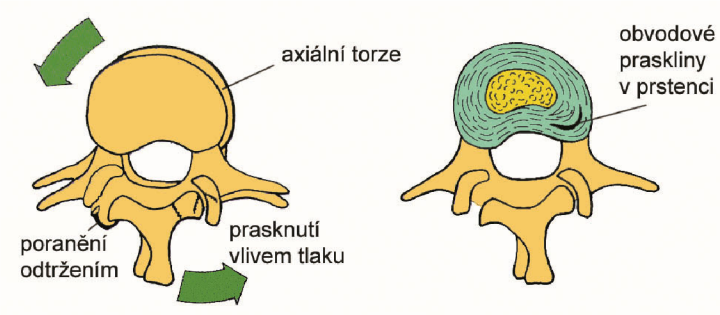
Obr. 9.2.1. – porušení chrupavčité desky [10]

9.3. Poranění páteřního segmentu vlivem torze

Z anatomického rozboru je zřejmé, že rotace (torze) má významný vliv na porušování meziobratlového disku, výběžků meziobratlových kloubů a jejich chrupavek.

Torze vyvolává smyková napětí v oblasti meziobratlového disku, což může mít za následek vznik okrajových trhlin v lamelové struktuře prstence. Při vzniku trhlin v prstenci jádro disku zůstává neporušeno. [42], [43]

Na straně segmentu, kde při torzi dochází ke styku meziobratlových kloubů, jsou výběžky namáhány na ohyb a v tahových oblastech často dochází ke křehkému porušení horních nebo dolních kloubních výběžků. Současně může dojít k porušení laminy nebo k degeneraci a porušení celistvosti kloubní chrupavky. U druhé dvojice kloubních výběžků dochází ke vzájemnému oddálení těchto výběžků, což způsobuje tahová napětí ve vazivové kapsuli, obklopující meziobratlové klouby. Může tak dojít k jejímu poranění nebo dokonce odtržení. [10], [72]



Obr. 9.3.1. – poranění kloubních výběžků a disku vlivem torze [10]

9.4. Degenerativní změny páteřního segmentu

S rostoucími degenerativními změnami se snižují mechanické vlastnosti meziobratlového disku. Mezi faktory, které tyto degenerativní změny urychlují, patří především stárnutí [78], přetížení a atrofie okolních tkání.

Degenerativní změny postihující meziobratlové prostory páteře se označují termínem spondylóza. Jedná o proces charakterizovaný rozvolněním kolagenních vláken a snížením obsahu vody meziobratlového disku se ztrátou jeho výšky. Se zhoršením mechanických vlastností dochází vlivem přetěžování kostní tkáně k tvorbě kostních výběžků - osteofytů na ventrálních či dorsálních okrajích obratlových těl [88]. Klinicky nepříznivé jsou především osteofyty v dorsální oblasti, které zužují meziobratlové otvory, čímž mohou způsobit útlak míšního kanálu.

Ztráta výšky disku spolu s posunutím nebo vyhřeznutím disku vede k bolestem v oblasti bederní páteře a nohou v důsledku útlaku okolních nervových struktur. [82] Při akutním nástupu obtíží se může jednat o čistě vazivový výhřez meziobratlové ploténky, nejčastěji v oblasti krční a bederní páteře. [44],[96]

Změna struktury disku nebo těla obratle často vede k degenerativním změnám v přilehlých segmentech. [109] Změna způsobu přenosu zatížení způsobuje přetížení páteřních vazů, svalů a meziobratlových kloubů a může vést k jejich poškození. [100]

Jak již bylo řečeno, negativním důsledkem fúze poraněného páteřního segmentu je radikální zvýšení tuhosti fixovaného páteřního segmentu. V situaci, kdy dochází ke stejné deformaci úseku páteře jako před fúzí, dochází ke zvýšení úhlu natočení přilehlých segmentů (obratlů). K tomu je zapotřebí většího zatížení, což znamená jejich větší namáhání. Toto zvýšené namáhání urychluje jak degenerativní změny přilehlých meziobratlových disků, tak i meziobratlových kloubů přilehlých obratlů. Tím dochází k častým ztrátám stability přilehlých segmentů, především v lumbosakrální oblasti páteře. [19], [31]

9.5. Degenerativní změny meziobratlových kloubů

Degenerace posteriorních elementů páteřního segmentu se vyskytuje zejména u meziobratlových kloubů. Tyto klouby při běžném pohybu omezují nadměrnou extenzi, rotaci a zabraňují vzájemnému posuvu obratlů vůči sobě v sagitální rovině. Degenerace u páteřních kloubů se často projevuje jejich zvýšeným namáháním a opotřebováním. Nadměrné namáhání může způsobit hypertrofii meziobratlových kloubů - nadměrný růst kosti nebo osteoartritidu - degenerace kloubní chrupavky.

Degenerativní změny probíhají především v důsledku stárnutí a souvisí s řadou procesů, dějů a jevů v organizmu, mezi které patří i mechanické faktory.

Funkce disku a meziobratlových kloubů jsou vzájemně závislé. Změny jednoho vedou ke změnám druhého a k degeneraci celku. Tyto změny umožní hornímu obratli se posunout dopředu vůči spodnímu - spondylolistéza. Tím se zúží páteřní kanál, což způsobí tlak na okolní nervy - páteřní stenóza. [64]

(A) (B) (C)

Obr. 9.5.1. – degenerativní stavy páteřního segmentu: A - Spondylolistéza - vzájemné posunutí obratlů, B - stenóza - zúžení páteřního kanálu, C - hypertrofie - nadměrný růst meziobratlového kloubu

Reakcí na mechanické přetěžování kloubů může být výskyt osteofytů - kostních výrůstků. V tomto případě se naruší správná funkce kloubu, zvláště hybnost kloubu. [9]

Okrajové osteofyty zužují jak výstupní foramina pro nervové kořeny, tak průměr páteřního kanálu. Výskyt osteofytů v okolí kloubních výběžků způsobuje zesílení laminy což je další příčinou stenózy páteřního kanálu.

V takovémto případě je řešením pro úlevu od bolesti částečná nebo kompletní facetektomie, neboli odstranění části obou meziobratlových výběžků. Tento operativní zásah vede ke zvýšení nestability při různých druzích zatěžování páteřní oblasti a zvýšenému zatížení přilehlého disku, což urychluje jeho degenerativní změny. Z toho důvodu je mnoha studiemi doporučeno doplnit facetektomii zavedením fixátoru jako prevenci výskytu další nestability v porušené oblasti. [76,99]

10 STABILIZACE PÁTEŘE

Pokud dojde následkem degenerativního postižení pohybového segmentu k útlaku nervových struktur, mohou se obtíže projevovat 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. V případě neodeznění obtíží po konzervativní léčbě přichází na řadu léčba operační. [96] Principem operační léčby je dosažení repozice, trvalé stabilizace a v případě útlaku nervových struktur i dekomprese.

Dojde-li k nutnosti obnovení stability páteřního segmentu, nabízí se několik možností. V oblasti bederní páteře jsou nejméně invazivními metodami prosté diskektomie, kdy se z malé operační rány ze zadního operačního přístupu odstraní výhřez meziobratlové ploténky.

Větším výkonem je dekomprese - odstranění zúžení kombinovaná většinou se stabilizací páteře. Ke stabilizaci bederní páteře se nejvíce používají fixační systémy, implantované ze zadního operačního přístupu, jimiž lze stabilizovat i vyšší počet segmentů.

10.1. Fúze

Fúzi můžeme považovat za tradiční přístup ke znovuobnovení stability segmentu v postižené oblasti. Cílem fúze 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. Fúze obratlů zároveň zpravidla zastaví formování kostních výrůstků v této oblasti, čímž se předejde vzniků bolesti a možnosti poranění okolních nervů. Nicméně pooperační komplikace u fúzního přístupu jsou značně vyšší než u mimo fúzních přístupů stabilizace.

Tradiční meziobratlová fúze používá buď kostní štěp z těla pacienta nebo z těla dárce. Literatura popisuje mnoho případů komplikací s kostním štěpem. Mezi ně patří zejména možnost nepřijetí tkáně, posunutí štěpu nebo výskyt choroby ze strany dárce. [46]

Obr. 10.1.1. – kortikospongiósní štěp vložený do intervertebrálního prostoru [53]

Mimo to fúze vede k zamezení pohyblivosti operovaného páteřního segmentu. To s sebou přináší pohybová omezení, která mohou být znatelná a nepříjemná při denních činnostech, zvláště pak mladším generacím s vyšší každodenní pohybovou aktivitou. Vlivem zamezení pohybů fúzí spojených obratlů dochází k většímu zatížení přilehlých segmentů, což vede k jejich rychlejší degeneraci. [74] V dnešní době dochází k zavádění moderních metod, které mají toto riziko snížit. [95]

Z posteriorních přístupů výměny meziobratlového disku za fúzní implantát uveďme tyto metody: a) **metoda PLIF** (posterior lumbar interbody fusion), kdy je operační přístup veden přímo přes páteřní kanál
b) **metoda TLIF** (transforaminal lumbar interbody fusion), kdy je operační přístup veden přes foramen, kudy opouští páteřní kanál nervové kořeny

Ploténka je u metod PLIF a TLIF nahrazena implantátem - meziobratlovou klecí (v dnešní době nejčastěji z titanu, nebo PEEK-polyeter-eterketonu) v kombinaci s kostními štěpy. [84], [96]

(A)

(B)

Obr. 10.1.2. – (A) náhrada meziobratlového disku kombinací titanové klece s kostním štěpem, (B) ukázka meziobratlové klece NeoLif [8]

10.2. 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. [23], [38]

Jedná se o systémy umožňující zachovat přirozenou hybnost (úplné náhrady meziobratlových disků implantované z předního operačního přístupu jak na bederní, tak na krční páteři), nebo částečnou hybnost (systémy pro bederní páteř, kde je fixační tyč nahrazena implantátem umožňujícím omezený pohyb) postiženého segmentu. [85] Ne na všechna degenerativní postižení je ale tyto implantáty možné použít. Jedná se spíše o případy v počáteční fázi degenerativních změn bez kolapsu meziobratlového disku. [66], [96]

(A)

(B)

Obr. 10.2.1. – transpedikulární fixační implantát: (A) fixátor s tuhou tyčí - Rigid Rod System, (B) fixátor s pružným elementem - Dynesys [114]

S přihlédnutím k možným komplikacím spojených 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. [37]

Pokud se nejedná o příliš pokročilou fázi degenerace disku, lze předpokládat, že po obnovení funkce páteřního segmentu, tedy jeho schopnosti přenášet zatížení a pohyb, dojde k jeho částečnému uzdravení. [74]

Při snaze zachovat disk s použitím fixátoru může dojít k únavovému porušení fixačního zařízení, tak jak je známé v případech neúspěšného fúzního řešení. Z tohoto důvodu při posteriorní dynamické fixaci jde o zachování a znovuobnovení funkce posteriorních elementů.

Cílem poddajných fixátorů je příznivě ovlivnit namáhání páteřního segmentu.

Poddajná stabilizace, známá také jako dynamická 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.

10.3. Klasifikace posteriorních poddajných fixátorů

Za posledních 20 let se na trhu objevila celá řada poddajných fixátorů. Fixátory můžeme rozdělit do tří kategorií:

a) **Transpedikulární fixátory**

b) **Interspinózní rozpěrky**

c) **Náhrady meziobratlových kloubů**

10.3.1. Transpedikulární fixátory

Poddajné transpedikulární fixátory vychází z konstrukce tuhých transpedikulárních 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 redukují zatížení přenášené na disk a meziobratlové klouby a zároveň snižují možnost degenerativních změn u sousedních segmentů.

Obr. 10.3.1.1. – transpedikulární fixátor Dynesys

obrázek	název	popis
	Graf ligament	Jeden z prvních poddajných fixátorů. Transpedikulární šrouby spojené polyesterovými pruhy.
	Dynesys	Poddajný fixátor určený pro zadní přístup. Transpedikulární šrouby jsou propojeny tkalonem, který omezuje flexi, a pružným distančním válečkem omezujícím extenzi.
	Medtronic PEEK rod	Fixátor pro dynamickou stabilizaci páteřního segmentu. Propojovací tyč je vyrobena z pružného polyetheretherketonu.
	Isobar TTL	Fixátor se sníženou tuhostí. Dva transpedikulární šrouby jsou spojeny tuhou tyčí, dva šrouby jsou propojeny tyčí s kloubem.
	Cosmic ™	Fixátor pro dynamickou stabilizaci páteřního segmentu. [100]
	SCIENT'X Aladyn[3]	Universální fixátor se sníženou tuhostí s tranpedikulárními šrouby pro tuhou i poddajnou fixaci. Jednotlivé části lze kombinovat.
	BioFLEX	Poddajný fixátor určený pro zadní přístup. Propojovací tyč je vyrobena z materiálu s tvarovou pamětí Nitinol a je opatřena 1-2 smyčkami.

Tab. 10.3.1.1. – některé typy transpedikůlárních fixátorů a jejich krátký popis

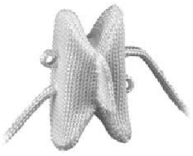
10.3.2. Interspinózní rozpěrky

Jejich hlavní úlohou je udržovat dostatečnou vzdálenost mezi sousedními spinálními výběžky (*processus spinosus*) a blokovat tím extenzi. Tato vzdálenost je udržována v daných mezích. Rozpěrky se používají jako samostatné implantáty, které se aplikují mezi sousední spinální výběžky a zabraňují nestabilnímu stavu.

Interspinózní rozpěrky uvádějí segment se stenózou do lehké flexe bez současného ovlivnění okolních segmentů, snižují namáhání meziobratlových kloubů u operovaného páteřního segmentu, zmírňují tlak v disku, rozšiřují páteřní kanál a foramen (*foramen intervertebrale*) a v neposlední řadě také zvyšují výšku meziobratlového disku. [18]

Obr.10.3.2.1. – interspinózní rozpěrka Paradigm Coflex™

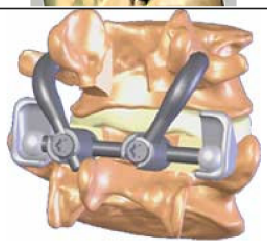
Nesmíme ani opomenout zmínit, že použití rozpěrky s sebou nese daleko menší operativní zásah a risk pooperačních komplikaci v porovnání např. s výměnou disku nebo zavedením transpedikulárního fixátoru.

obrázek	název	popis
	X-Stop	Rozpěrka mezi trnovými výběžky omezující jejich extenzi a fixovaný kovovými křidélky.
	Paradigm Coflex™	Křidélka rozpěrky jsou uchycená na trnovité výběžky sousedních obratlů.
	**DIAM**	Silikonová rozpěrka mezi spinálními výběžky fixovaná tkanicemi k sousedním obratlům.
	Wallis	Rozpěrka mezi spinálními výběžky, která je fixována terylénovým pruhem k sousedním spinálním výběžkům.
	In-Space	Tato rozpěrka je umístěna mezi spinální procesy sousedních obratlů a omezuje extenzi při zachování ostatních základních pohybů.

Tab. 10.3.2.1. – některé typy používaných interspinózních rozpěrek a jejich krátký popis

10.3.3. Náhrady meziobratlových kloubů

Dojde-li k porušení nebo vyššímu stupni degenerace meziobratlových kloubů a posteriorních elementů, dojde ke změně mechanických poměrů v postižené oblasti. Jedná se především o změnu přenosu zatížení skrze pohybový segment a způsobu omezení rozsahu pohybu. Změna obojího může mít vážné následky a negativní vliv na okolní prvky páteřního segmentu. Facetektomie neboli nahrazení posteriorních elementů včetně meziobratlových kloubů je chirurgický zákrok, který zahrnuje dekompresi páteřního nervového kořene.

obrázek	název	popis
	AFRS - Anatomic Facet Replacement System	Toto zařízení tvoří horní a dolní fasetové implantáty a využívá tradiční transpedikulární šroub k fixaci. Příčný spojovací prvek spojuje levou a pravou stranu a poskytuje stabilitu. Implantáty je vyráběn z kobalt-chrom-molybdenu, vysoce odolné slitiny proti opotřebení.
	**TFAS** - Total Facet Arthroplasty System	Jedná se o modulární stabilizační zařízení, které nahrazuje odstraněné meziobratlové klouby a prvky zadní bederní páteře po facetektomii. Omezeného pohybu je dosaženo posuvným pohybem kulového zakončení podél zakřivené plochy protikusu.
	Stabilmax NZ	Zařízení na bázi dynamické stabilizace páteře je vybaveno dvěma soustřednými pružinami v kombinaci s kloubem. Stabilimax NZ je navržen pro zvýšení odolnosti páteřního segmentu kolem neutrální pozice, při zachování maximální rozsahu pohybu.

Tab. 10.3.3.1. – některé typy zařízení pro výměnu meziobratlových kloubů

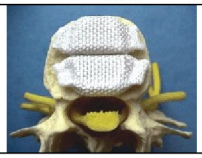
Obr. 10.3.3.1. – facetektomie - nahrazení meziobratlových kloubních výběžků fixačním zařízením - Anatomic Facet Replacement System [114]

10.4. Náhrady meziobratlového disku

Totální náhrada meziobratlového disku je jednou z alternativ k obratlové fúzi. Jak už název naznačuje, jedná se o kompletní nahrazení degenerovaného disku implantátem. Aplikací tohoto zařízení dochází ke snížení bolestivosti, ke znovuobnovení pohyblivosti pohybového segmentu spolu se zajištěním jeho přirozené stability a přenosu zatížení skrze segment. [12]

Současné náhrady meziobratlového disku lze rozdělit do čtyř skupin: [73], [83]

- **Kompozitní disk**: skládá se z několika pohyblivých částí z různých materiálů (Charité®, Prodisc®)
- **Hydraulický disk**: je navržen pro výměnu jádra disku. Obsahuje kapalinu uzavřenou v porézním tkaném obalu (PDN®).
- **Mechanický disk**: skládá se z pohyblivých částí z jednoho druhu materiálu (Maverick®, FlexiCore®, Kineflex®).
- **Elastický disk**: zahrnuje deformovatelné jádro, je většinou vyroben z elastomeru nebo polymeru připojeného ke kovovým destičkám (Acroflex®).

obrázek	název	popis
	Charité®	Náhrada meziobratlového disku s polymerovým jádrem a kovovými destičkami.
	Prodisc®	Náhrada meziobratlového disku s polymerovým jádrem a kovovými destičkami.
	**PDN®**	Tkaninové obaly obsahují kapalinu nahrazující funkci jádra meziobratlového disku.
	Maverick®	Celokovový umělý disk.
	FlexiCore®	Celokovový umělý disk.
	Kineflex®	Celokovový umělý disk.
	Acroflex®	Umělý disk skládající se z gumového jádra a titanových destiček.

Tab. 10.4.1. – některé typy náhrad meziobratlového disku

11 TRANSPEDIKULÁRNÍ PODDAJNÝ FIXÁTOR

Z uvedených možností stabilizace porušeného pohybového segmentu byly pro popis principu funkce transpedikulárního poddajného fixátoru vybráni tři zástupci s rozdílnou konstrukcí. Fixátor ISOBAR TTL, BioFLEX a fixátor Dynesys. V následujícím textu je každý krátce popsán. Větší pozornost je věnována fixátoru Dynesys, který bude dále brán jako vzor pro vytvoření modelu geometrie poddajného fixátoru.

Proč poddajný fixátor?

Jako alternativa k páteřní fúzi transpedikulární poddajný fixátor nabízí několik výhod:

- Stabilizuje postižený páteřní segment
- Vylučuje patologické pohyby
- Odlehčuje meziobratlovému disku a meziobratlovým kloubům
- Zabraňuje pokračujícím degenerativním procesům
- Částečně zachovává přirozenou anatomii páteře
- Zachovává alespoň část z původního přirozeného rozsahu pohybů
- Zavádí se zadním přístupem - malý operativní zásah
- Zabraňuje útlaku nervových struktur a ulevuje od bolesti

Obr. 11.1. – sestava poddajného fixátoru Dynesys

11.1. Fixátor ISOBAR TTL

Jako jeden z prvních poddajných fixátorů byl představen fixátor Isobar TTL (Scient'x USA, Maitland, FL). Jedná se o fixátor se sníženou tuhostí, který je používán v Evropě více než 15 let. Dva transpedikulární šrouby jsou spojeny tuhou tyčí z titanové slitiny, dva šrouby jsou propojeny tyčí s kloubem. Tento pružný element je poskládán z titanových kroužků, umožňujících pevné tyči částečný pohyb. [91]

Fixátor ISOBAR TTL je možné kombinovaně ukotvit k tělu obratle háčky a transpedikulárními šrouby. Díky této kombinaci dvou různých možností spojení mezi tyčí a implantátem řeší systém ISOBAR TTL anatomický, operativní a traumatologický problém uspořádání šroubů.

Obr. 11.1.1. – ilustrativní obrázek fixátoru ISOBAR TTL

Fixační systém ISOBAR TTL je založen na principu zadní fixace užitím transpedikulárních šroubů a háčků. Soustava článků, tvořících upevnění k obratli, je připojena k tyči přímo nebo pomocí svorky.

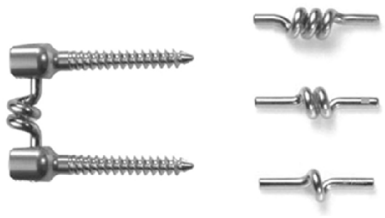
Použití fixátoru je jednoduché. Svorky se samy vyrovnají na polokulovité části šroubu. Tím se eliminuje komplikované ohýbání a nutnost přesného umístění tyčí. Šrouby fixátoru není třeba vyrovnávat. Svorky umožňují toleranci 4 mm. Svorka se pohybuje laterálně na kulovité části šroubu. Šrouby jsou umístěny podle momentální anatomické situace a vyrovnání, působené spojovacím systémem šroub-tyč, na ně nemá vliv. Konečné dotažení tyčí je zajištěno samojistící matkou, která definitivně uzamkne celou sestavu.

Předností systému ISOBAR TTL je snížení operačního času vzhledem ke sníženému počtu implantátů a jednoduchého systému uzavírání šroubů. Zároveň výška celého fixačního systému po uzamčení nepostihuje morfologii okolí páteře. [62]

11.2. Fixátor BioFLEX

Stabilizační systém BioFLEX (Bio-Spine Inc., Seoul, Korea) byl vyvinut v Koreji v roce 2005. Fixátor se skládá z titanových transpedikulárních šroubů a Nitinolové tyče o průměru 4mm. Spirálový tvar tyče s jednou nebo dvěma smyčkami zajišťuje stabilitu páteřního segmentu při flexi, extenzi a laterální flexi. [91]

Nitinol, slitina niklu a titanu, patří do skupiny materiálů, které jsou označovány jako materiály s "tvarovou pamětí", pro svou schopnost vrátit se do původního tvaru po ukončení pružné deformace způsobené vnějším působícím zatížení. Ni a Ti jsou chemické značky prvků Niklu a Titanu a "nol" značí Naval Ordinance Laboratory, kde byl materiál vyvinut. Materiál Nitinol se vyznačuje vysokou elasticitou, pod 10°C se chová jako pružný, nad 30°C je naopak tuhý. Materiál je biologicky kompatibilní. [115]



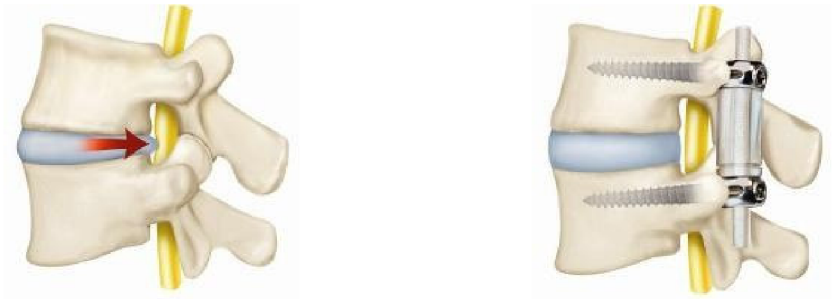
Obr. 11.2.1. - ilustrativní obrázek fixátoru BioFLEX [91]

11.3. Fixátor Dynesys

DYNESYS (**DY**namic **NE**utralization **SY**stem for the **S**pine)

DYNESYS (Zimmer GmbH, Winterthur, Switzerland) je poddajný páteřní fixátor, který je navržen ke stabilizaci porušeného páteřního segmentu při zachování meziobratlového disku a meziobratlových kloubů, což se v literatuře často nazývá dynamickou neutralizací. [111]

U kosterně vyspělých pacientů lze fixátor aplikovat až pro pět přilehlých segmentů od L1 do S1. Zařízení používá pružných materiálů ke stabilizaci porušené oblasti páteře, které omezují pohyb a zároveň zachovávají část z přirozeného rozsahu pohybů. Externí distanční válečky, jimiž tkalon prochází, omezují pohyb v oblasti meziobratlových kloubů, čímž eliminují bolest způsobenou nadměrným pohybem páteře. Fixátor se aplikuje párově z obou stran pohybového segmentu.



(A) (B)

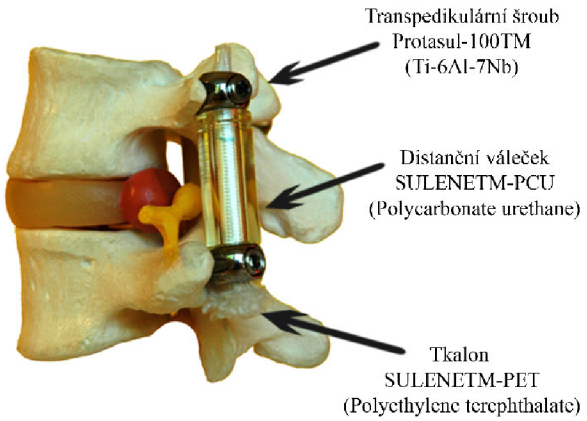
Obr. 11.3.1. – (A) destabilizovaný pohybový segment - meziobratlový disk tlačí na páteřní kanál, (B) stabilizovaný segment po aplikaci fixátoru Dynesys [26]

11.3.1. Historie a vývoj

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 transpedikulátní systém pro nefúzní aplikace. V březnu 2009 bylo zaznamenáno přes 40.000 implantací toho typu fixátoru. [26]

11.3.2. Popis a funkce 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 válcovým distančním prvkem (spacerem) z polykarbonáturetanu Sulene-PCU.



Obr. 11.3.2.1. – popis páteřního segmentu s fixátorem Dynesys

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 namáhaní a tím omezuje rozsah flexe, pružné distanční válečky limitují tlakové namáhání a tím nadměrnou extenzi.

Obr. 11.3.2.2. – popis funkce fixátoru Dynesys při různých zatěžovacích stavech [100]

Normální stav	**Flexe**	**Extenze**
Fixátor podporuje meziobratlové klouby mezi obratli L4 and L5.	Transpedikulární šrouby drží napnutý tkalon, který zamezuje flexi.	Distanční válečky odlehčují meziobratlové klouby při extenzi.

Předpětí tkanice zvyšuje tuhost fixátoru. Různá hodnota tohoto předpětí mění tuhost tohoto fixačního zařízení a vede k různým výsledkům. [117] Příručka k operativnímu postupu udává základní hodnotu předpětí tkalonu 300 N.

Systém zajišťuje stabilitu a zároveň částečný pohyb, proto se mu říká poddajný fixátor. Tato stabilizace oproti rigidním fúzním systémům zachovává funkci intervertebrálních kloubů a chrání přilehlé segmenty, zvláště meziobratlové disky, před přetížením a tedy i nárůstem degenerativních změn.

Jednotlivé prvky i celý fixátor byly testovány ke zhodnocení bezpečnosti systému. Zkoušky na únavu materiálu byly prováděny 10 miliony cyklů. [92]

Obr. 11.3.2.3. - transpedikulární šrouby
tkalon
distanční váleček

11.3.3. Aplikace fixátoru

Systémem *Dynesys* umožňuje chirurgovi použít postup s minimálním zásahem zádním přístupem. Instrumentace pro aplikaci fixátoru je navržena tak, aby bránila poškození měkkých tkání.

Kónický transpedikulární šroub upevňuje implantát v obratli skrze pedikl. Šrouby jsou k dispozici ve dvaceti velikostech a jsou vyrobeny z Ti-6Al-7Nb kované slitiny. Mají samořezný závit se zajišťovací šroubem pro zajištění tkalonu, který je provlečen hlavicemi obou šroubů.

Tkalon je dostupný ve 100 mm a 200 mm pracovní délce, která je zkrácena na požadovaný rozměr. Mezi šrouby je umístěn distanční váleček, který je k dispozici v délce 45 mm a zakrácen na příslušnou délku dle anatomických požadavků každého pacienta.

Operace začíná na jedné ze stran. Tkalon je provlečen jedním šroubem a zajištěn zajišťovacím šroubkem v hlavici šroubu. Následně je tkanice provlečena distančním válečkem, který je zkrácen na požadovanou velikost, a otvorem v druhém šroubu. Tkanice je předepjata pomocí předepínacího nástroje a je zajištěna druhým zajišťovacím šroubkem. Postup se opakuje i pro druhou stranu, vyžaduje-li to situace i pro více segmentů. Na závěr je tkanice zkrácena tak, aby na koncových stranách zůstal přesah za hlavicí šroubu minimálně 10 mm.

Běžná operace fixátoru trvá 2-3 hodiny. Bolest v oblasti páteře a nohou by měla ustoupit ihned pro provedení operace, ačkoli bolest způsobená operativním zásahem může přetrvávat i několik týdnů. Pokud nepřetrvávají žádné komplikace a pacient si zvykne na orální medikaci proti bolesti může být propuštěn domů. [25, 100]

Obr. 11.3.3.1. - ilustrativní obrázek aplikace fixátoru Dynesys [19]

12 TVORBA MODELU

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 poddajným fixátorem je složitý a komplexní problém. Závěrem této kapitoly jsou popsány jednotlivé varianty řešení pro různé druhy zatížení.

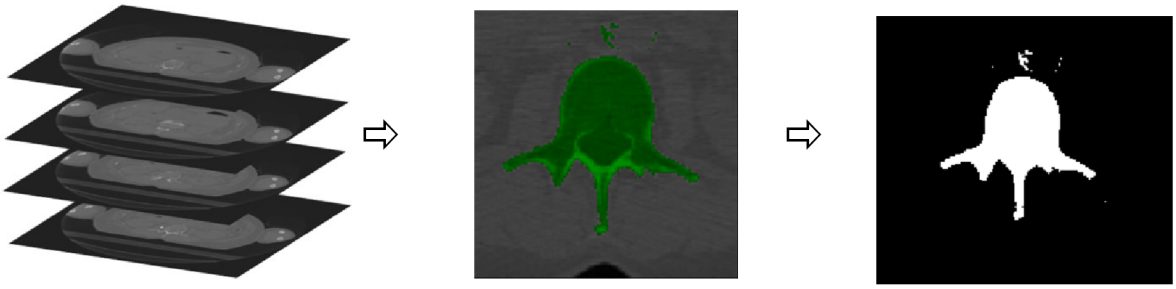
12.1. Model geometrie

V podkapitole Model geometrie je popsaná tvorba modelu obratlů L4-L5, meziobratlového disku a kloubních chrupavek na povrchu kloubních výběžků a vytvoření modelu poddajného fixátoru.

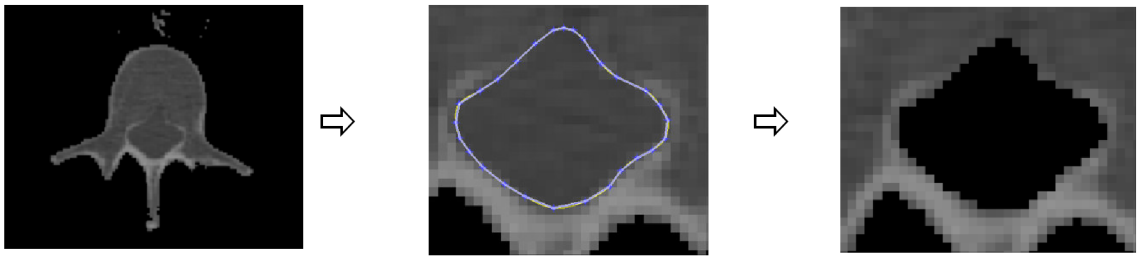
12.1.1. Vytvoření modelu geometrie obratlů

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 Human visible project. [105] Řezy byly snímány s odstupňováním po 1 mm. Rozlišení snímku je 512x512 pixelů, přičemž velikost pixelu je 1x1 mm.

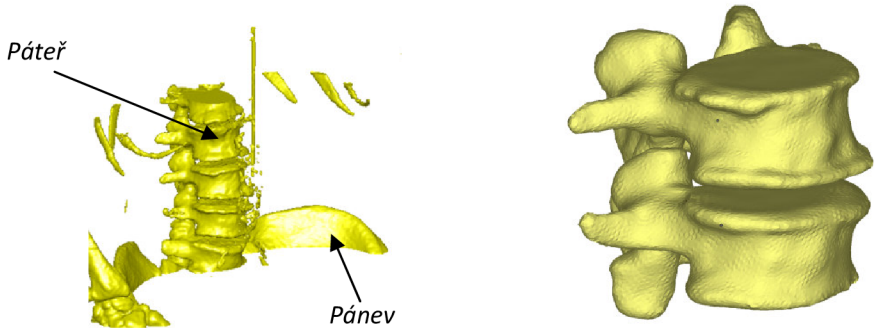
CT řezy byly importovány do programu STL Model Creator vytvořený v prostředí Matlab, kde s pomocí automatické segmentace (prahování) viz. obr. 12.1.1.1. a manuální segmentace (vytvoření obrysu ručně, vybranými body je proložena interpolační křivka typu splajn) viz. obr. 12.1.1.2., byl vytvořen STL soubor polygonální sítě, která popisuje povrch páteřních obratlů. [57]



Obr. 12.1.1.1. – automatická segmentace - CT snímky, automaticky vybraná oblast, binární snímek (bílá – objekt, černá – pozadí)



Obr. 12.1.1.2. – manuální segmentace – CT snímek, odebrání dat pomocí splajnu vytvořeného na základě ručního výběru bodů, výsledný obraz



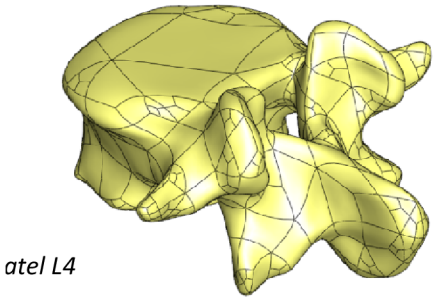
a) b)

Obr. 12.1.1.3. - a) příklady modelů geometrie části lidského těla vytvořených pomocí automatické segmentace
b) model geometrie segmentu bederní páteře vytvořený kombinací automatické a ruční segmentace

Dále v programu SolidWorks byla polygonální síť upravena - jednotlivé plochy byly pomocí příkazu "sešít" spojeny dohromady, a následně byl vytvořen objem, tedy 3D model geometrie páteřního obratle. Druhý obratel byl vytvořen stejným způsobem jako první.

Spongiózní kostní tkáň byla modelována jako kompaktní objem s materiálovými charakteristikami této kostní tkáně.

Kortikální kostní tkáň nebyla modelována jako samostatný objem, ale skořepinovými prvky s předepsanou tloušťkou 1 mm. Pro vrstvu kortikální tkáně pokrývající povrch spongiózní tkáně byla v programu SolidWorks vytvořena ekvidistantní plocha obratle se vzdáleností 0 mm.



Obr. 12.1.1.4. – model geometrie obratle L4

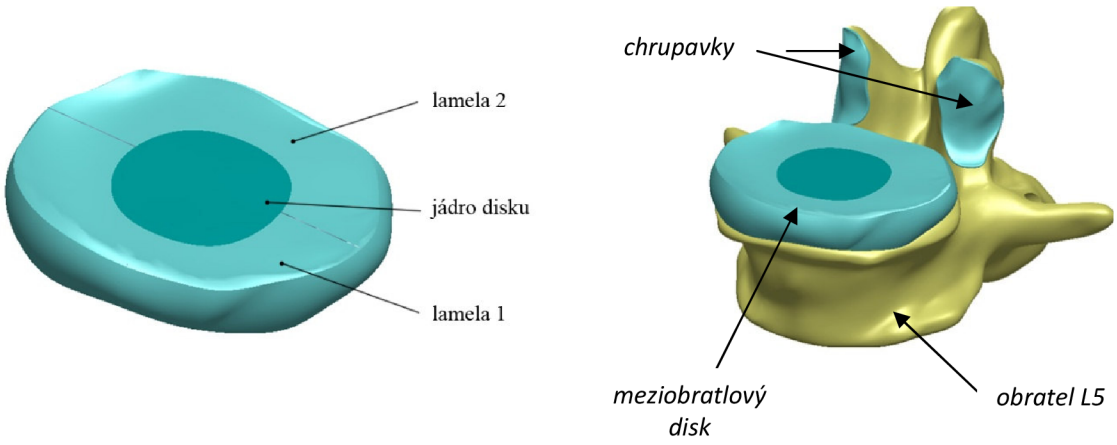
12.1.2. Vytvoření modelu geometrie meziobratlového disku

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 meziobratlový 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 nejsou přímo viditelné, ale jsou rozpoznatelné, hraniční body napojení meziobratlového disku. Těmito body, jak na dolní terminální ploše obratle L4, tak na horní terminální ploše obratle L5 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 (horního, spodního a dvou bočních) 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. Prstenec disku byl modelován dvěma objemy. Jedním v dorsální a druhým ve ventrální oblasti, což nám umožňuje postihnout rozdílné materiálové vlastnosti v těchto oblastech. Dorsální oblast je menší než oblast ventrální, což je způsobeno umístěním jádra více v dorsálním směru. Jádro zaujímá zhruba 30 % objemu disku.

Chrupavčitá deska je modelována skořepinovými prvky na části povrchu rozhraní mezi diskem a tělem obratle obdobně jako v případě tvorby modelu kortikální kostní tkáně popsaného výše.

Model geometrie a následně i model materiálu jádra i prstence disku byly vytvořeny na základě prací [1], [10], [40], [72].

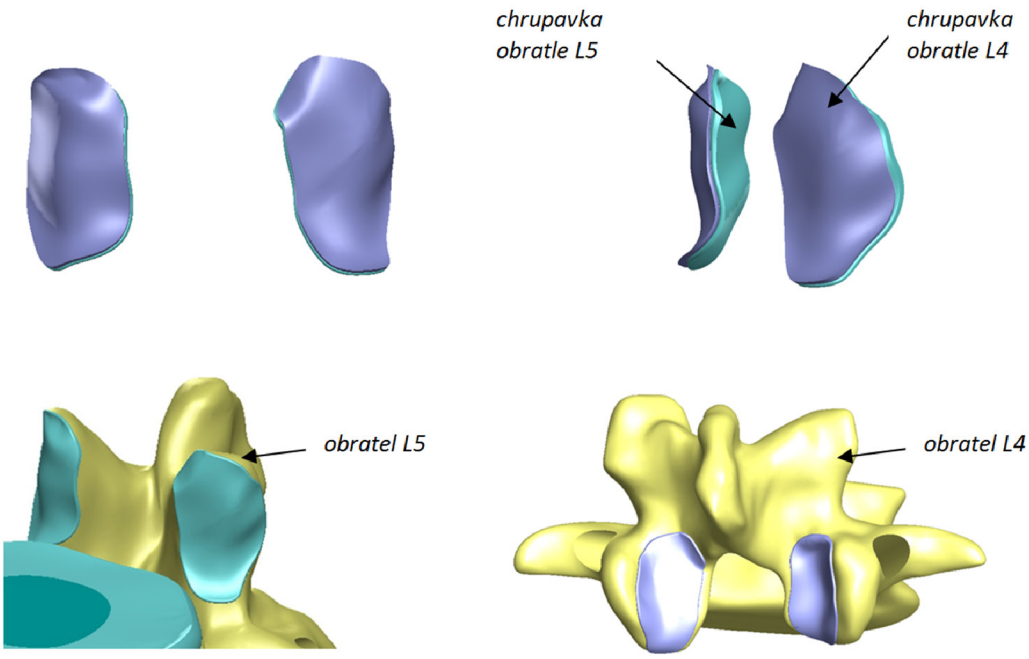


Obr. 12.1.2.1. – model meziobratlového disku

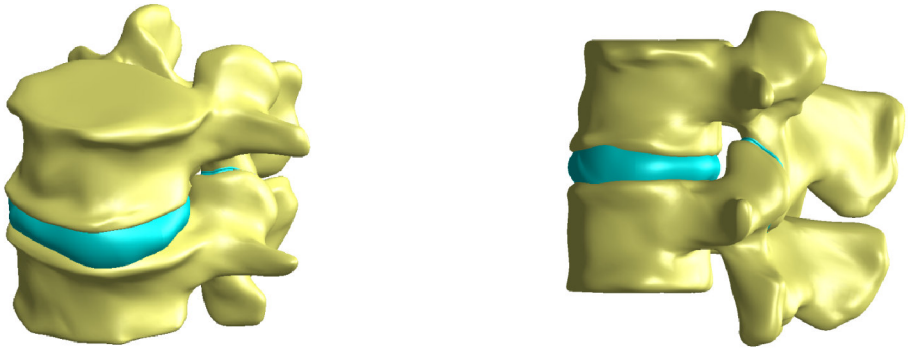
12.1.3. Vytvoření modelu geometrie kloubních chrupavek

Model kloubních chrupavek nebylo možné, ze stejného důvodu jako v případě meziobratolového disku, vytvořit pouze z CT snímků, ale bylo nutné využít znalostí z literatury a zkušeností s tvorbou modelů páteřního segmentu z dříve řešených problémů. 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. Následně byla mezi oběma křivkami vytvořena "válcová" plocha. Větší z ploch na kloubních výběžcích byla zkopírována do "poloviční" vzdálenosti mezi kloubní výběžky, kde tato nová plocha protnula "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 (protnuté) "válcové" plochy.



Obr. 12.1.3.1. - detaily stykových – kontaktních ploch meziobratlových kloubů, dvojice chrupavek, chrupavky na povrchu obratlů



Obr. 12.1.3.2. - model geometrie fyziologického páteřního segmentu

12.1.4. Vytvoření modelu geometrie poddajného fixátoru

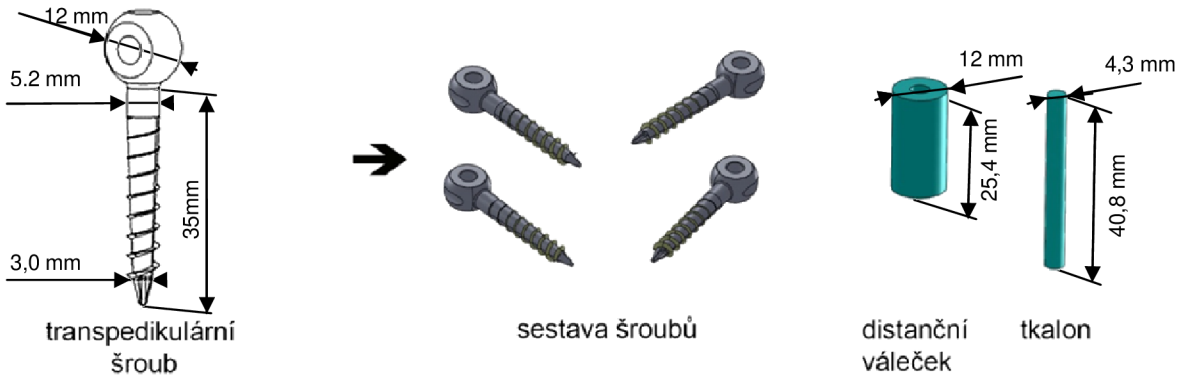
Takto vytvořený model geometrie páteřního segmentu byl pomocí booleovských operací vhodně upraven pro vytvoření modelu geometrie segmentu s aplikovaným fixátorem. Jedná se především o úpravy okolí pediklů, které umožnily vytvoření modelu geometrie otvoru pro šroub se závitem. Dále byly vytvořeny modely geometrie šroubů, distančního válečku a tkalounu.

Naším primárním cílem je posouzení fixace páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem z hlediska odstranění nestability a nepřetěžování částí páteře nad a pod fixovaným segmentem. Nejedná se o posouzení konkrétně vyráběného fixátoru, ale především o posouzení fixace s poddajným fixátorem z hlediska snížení přetěžování částí páteře nad a pod fixovaným segmentem.

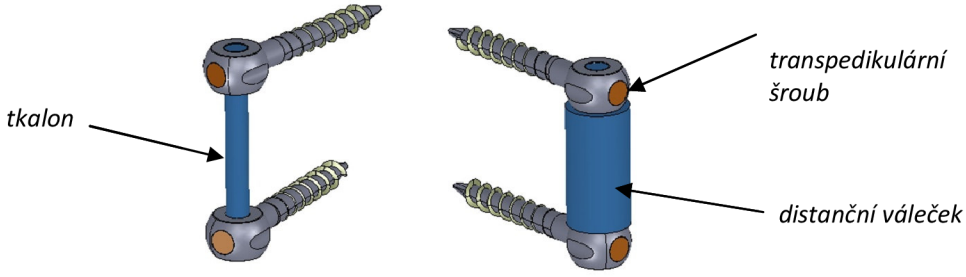
Vytvořený model fixátoru vychází z vyráběného a v praxi aplikovaného fixátoru Dynesys. Z Dynesysu byla přejata koncepce, základní rozměry a mechanické vlastnosti některých částí. Velká pozornost byla věnována modelu spojení obratle s fixátorem transpedikulárními šrouby. V závitech mezi kostní tkání a 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 následně vložen do modelu geometrie obratle.

Zavedení transpedikulárních šroubů do těla obratle skrze pedikly je v souladu s doporučením operačního manuálu a odpovídá klinické praxi. [94] Spojení tkalonu s hlavicí šroubu se po aplikaci do těla pacienta neuvolňuje, proto bylo modelováno kontaktními prvky typu Bonded.

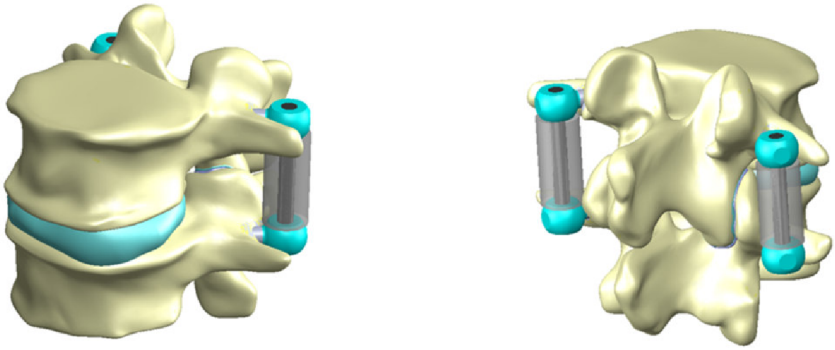
Při vytváření modelu geometrie byla současně s vysokou úrovní modelu geometrie sledovaná možnost a úroveň konečnoprvkové sítě.



Obr. 12.1.4.1. - vytvoření modelu geometrie fixátoru v programu SolidWorks



Obr. 12.1.4.2. - kompletní model geometrie poddajného fixátoru



Obr. 12.1.4.3. - kompletní model geometrie páteřního segmentu s fixátorem

12.1.5. 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. V klasickém prostředí programu ANSYS se jedná o podobný příkaz jako příkaz "merge". Jednotlivé podsestavy byly následně k sobě připojeny kontaktním prvky, což vyžadovalo oddělenou síť.

12.2. Model materiálu prvků páteřního segmentu s poddajným fixátorem

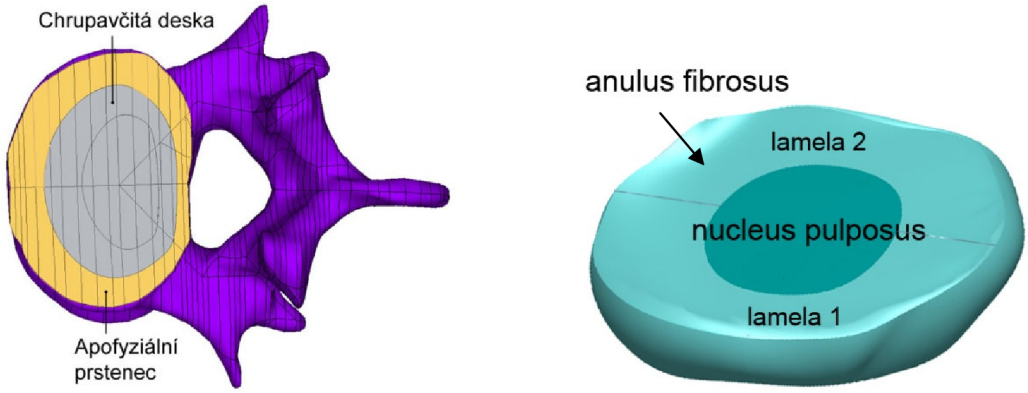
Kortikální i spongiózní kostní tkáň vykazují nehomogenity, anizotropii a při stálém zatížení změnu deformace v čase. Aplikaci modelu materiálu, který by podchycoval všechny tyto jevy jsme v literatuře nenalezli. Na základě analýzy řešeného problému a rešeršních studií byl vybrán, pro kortikální a spongiózní kostní tkáň a ostatní prvky páteřního segmentu, model homogenní, izotropní, lineárně pružný - Hookovský model. Tento model má dvě materiálové charakteristiky - modul pružnosti v tahu (Youngův modul) **E** a Poissonovo číslo **μ**.

Hookovský model materiálu byl nejčastěji používaným modelem v pracích rešeršní studie. 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. Například množství vody obsažené v disku se mění s věkem, což významně ovlivňuje jeho tuhost. Hustota kostní tkáně od určitého věku postupně klesá, což je způsobeno vlivem řady faktorů včetně sníženého namáhání kostní tkáně či vlivem osteoporózy. V této práci jsou pro jednotlivé komponenty použity materiálové charakteristiky ve fyziologickém stavu.

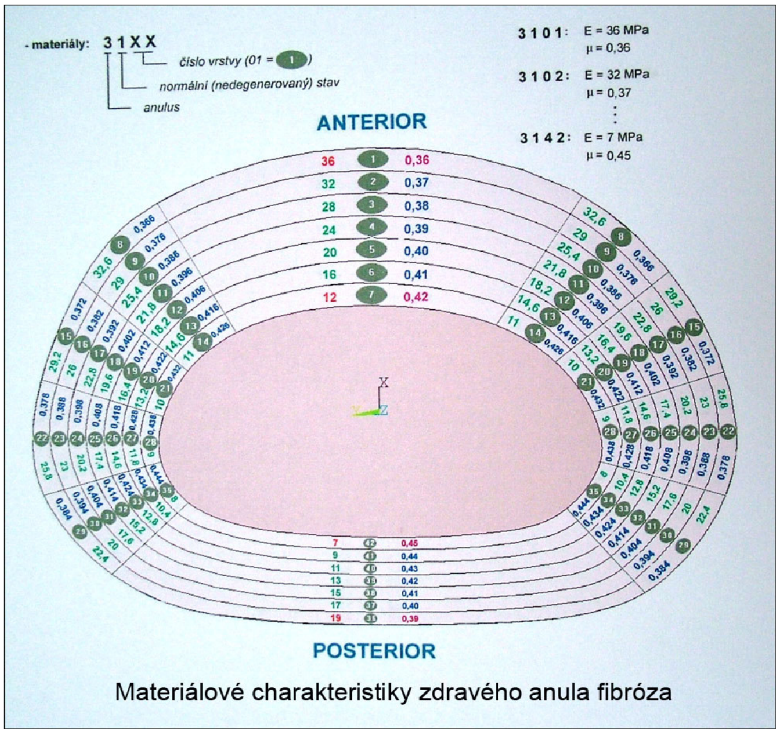
V tabulce 12.2.1. jsou uvedeny hodnoty materiálových charakteristik jednotlivých komponent, prvků páteřního segmentu z rešeršní studie. V následující tabulce 12.2.2. jsou uvedeny hodnoty materiálových charakteristik, které byly na základě analýzy těchto prací a cílů dizertační práce použity ve výpočtech pro jednotlivé modely a zatěžovací stavy.

Hodnoty materiálových charakteristik spongiózní a kortikální kostní tkáně obratlů byly stanoveny především na základě prací [39] a [56]. Kraniální a kaudální část obratle tvoří chrupavčitá deska. Hodnoty materiálových charakteristik chrupavčité desky byly převzaty z literatury [98].

Hodnoty materiálových charakteristik meziobratlového disku a kloubních chrupavek byly, po detailní analýze, převzaty z literatury. Jádro meziobratlového disku je popsáno materiálovými charakteristikami z práce [101]. Jako podklad pro přiřazení materiálových charakteristik lamelám prstence posloužily práce [1] a [40]. Materiál kloubní chrupavky byl přejat z práce [47].



Obr. 12.2.1. – zobrazení apofyziálního prstence, chrupavčité desky a rozdělení disku



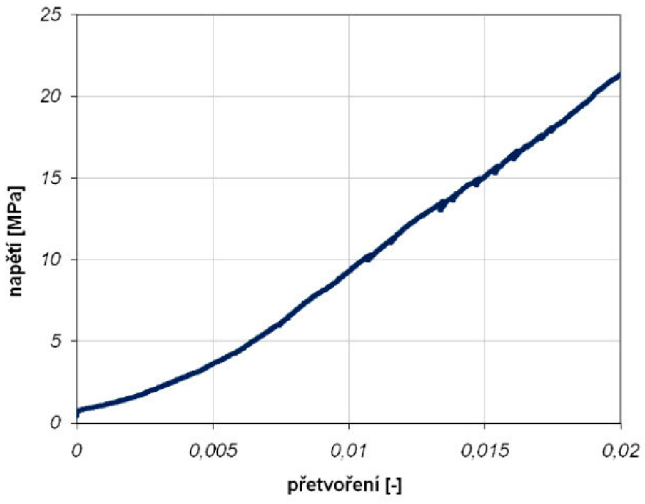
Obr. 12.2.2. – hodnoty materiálových charakteristik jednotlivých lamel prstence meziobratlového disku [40]

kortikální kostní tkáň		spongiózní kostní tkáň		nucleus pulposus		anulus fibrosus		chrupavčitá deska		kloubní chrupavka		práce
E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]	E [MPa]	μ [-]	
12.000	0,3	344	0,2	1	0,499	4,2	0,45	500	0,25	10.000	-	[98]
12.000	0,3	100	0,2	-	-	4.7	0,45	600	0,3	10,4	0.4	[50]
12.000	0,3	300	0,2	2	0,49	8	0,45	-	-	60	0,4	[101]
12.000	0,3	100	0,2	0.05	0,499	Obr. 12.2.2.		24	0,4	8	0,4	[40]
16.000	0,25	120	0,25	1	0,48	1,4	0,3	-	-	2,5	0,3	[39]
16.000	0,25	120	0,25	10	0,48	14	0,3	-	-	-	-	[56]
8.000-16.000	0,25	70-250	0,25	-	-	-	-	-	-	-	-	[97]
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2,28	0,3	[47]
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2,077	0,46	[16]

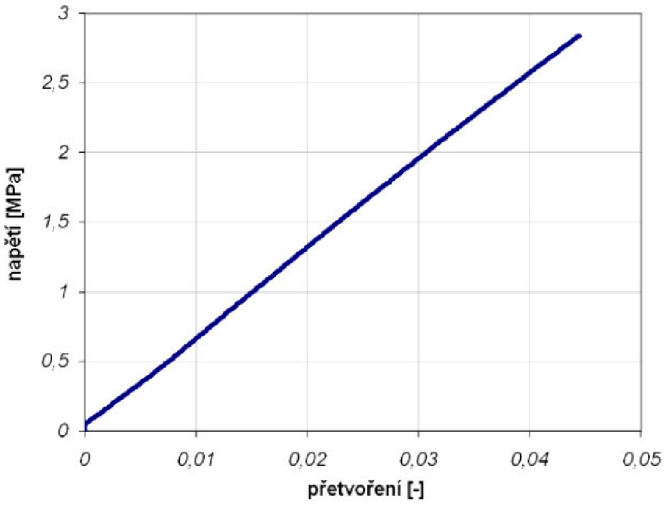
Tab. 12.2.1. – hodnoty materiálových charakteristik prvků páteřního segmentu z rešeršní studie

Vlastnosti titanu, stejně jako většiny kovů, při řešení problémů mechaniky, umožňují aplikaci Hookovského modelu materiálu. Pro materiál tkalonu a distančního válečku, na základě analýzy řešeného problému a rešeršních studií, je použitelný Hookovský model materiálu.

Hodnoty materiálových charakteristik pro titanovou slitinu transpedikulárních šroubů (TI6AL4V) byly převzaty z knihovny materiálových vlastností - MatWeb. [59] Hodnoty materiálových charakteristik tkalonu a distančního válečku byly převzaty z literatury [19]. Tyto hodnoty byly ověřeny experimentálními zkouškami, které proběhly v laboratořích Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky v Brně. Z výchozí 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 byly ve shodě s hodnotou uvedenou v práci [19].



Obr. 12.2.3. – pracovní diagram tkalonu - tahová zkouška [19]



Obr. 12.2.4. – pracovní diagram distančního válečku - tlaková zkouška [19]

	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. 12.2.2. – hodnoty použitých materiálových charakteristik

12.3. Tvorba konečnoprvkové sítě

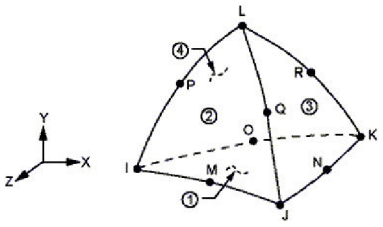
S přihlédnutím ke složité geometrii modelu páteřního segmentu byl pro vytvoření konečnoprvkové sítě spongiózní kostní tkáně vybrán objemový, kvadratický prvek **SOLID 187**, který se v praxi ukázal jako nejvhodnější (viz. obr. 12.3.1.). Je vhodný pro automatické generování sítě – tzv. free meshing. Stejný prvek byl použit rovněž pro modelování transpedikulárních šroubů fixátoru.

Pro modelování kortikální kostní tkáně i chrupavčité desky byly objemové prvky pokryty vrstvou skořepinových prvků **SHELL 181** (viz. obr. 12.3.3.). Těm byla předepsána konstantní tloušťka po celém povrchu 1 mm [10].

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 použitý prvek **SOLID 186.**

Celkový počet elementů soustavy je 279.490.



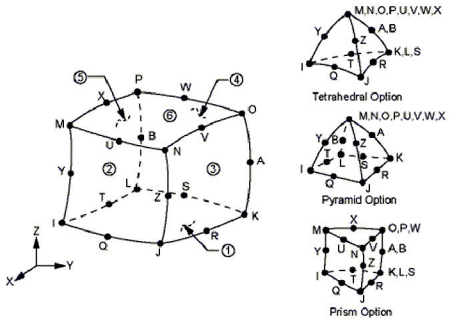
Obr. 12.3.1. – geometrie elementu SOLID 187 [4]

SOLID187

3-D 10-Node Tetrahedral Structural Solid

DOF: UX, UY, UZ

SOLID187 je vyšší řád 3-D, 10-uzlového elementu, který je vhodný pro vytváření nepravidelných sítí. Element je definován 10 uzly, v každém má 3 stupně volnosti: posuvy ve směru x, y a z. Tento prvek podporuje velké deformace. [4]



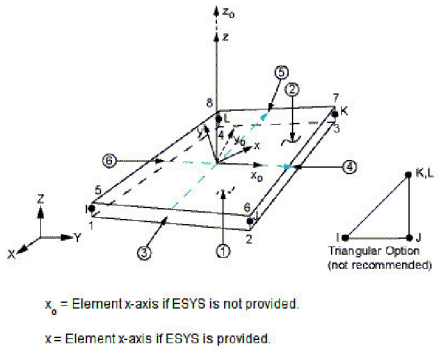
Obr. 12.3.2. – geometrie elementu SOLID 186 [4]

SOLID186

3-D 20-Node Structural Solid

DOF: UX, UY, UZ

SOLID186 je vyšší řád 3-D 20-uzlového solid elementu, Element je definován 20 uzly, v každém má 3 stupně volnosti: posuvy ve směru x, y a z. Tento prvek podporuje velké deformace. [4]



Obr. 12.3.3. – geometrie elementu SHELL 181 [4]

SHELL 181

4-Node Structural Shell 3-D

DOF: UX, UY, UZ, ROTX, ROTY, ROTZ

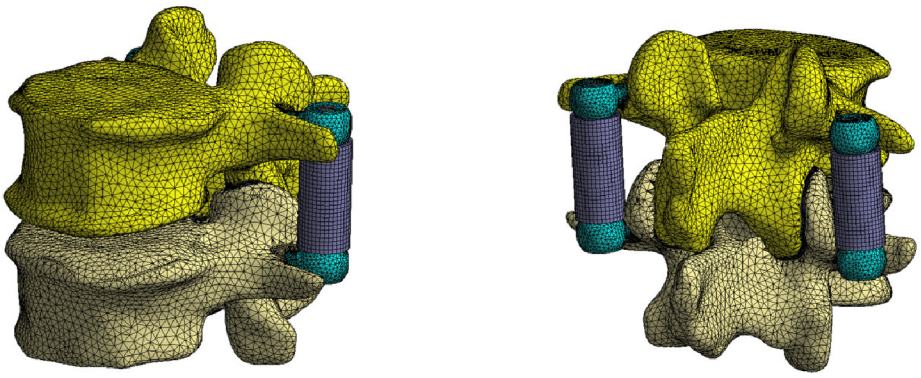
Je vhodný pro analýzu tenkých skořepin. Jedná se o 4-uzlový element se šesti stupni volnosti v každém uzlu: posuv v osách x, y, z a rotace kolem osy x, y a z. Tento element je vhodný pro lineární, velké rotační a velké nelineární úlohy. [4]

kortikální kostní tkáň	spongiózní kostní tkáň	nucleus pulposus	anulus fibrosus	chrupavčitá deska	kloubní chrupavka	kontaktní prvky	práce
SOLID 45	SOLID 45	SOLID 45	SOLID 45	SOLID 45	kontaktní	-	[98]
SOLID	SOLID	FLUID	SOLID	SOLID	SOLID	-	[50]
SHELL 63	SOLID 95	FLUID 30	SOLID 95	-	-	CONTA 174 TARGE 170	[101]
SHELL 63	SOLID 92	SOLID 92	SOLID 92	SOLID 92	SOLID 92	CONTA 174 TARGE 170	[40]
SHELL 63	SOLID 92	SOLID 92	SOLID 92	SOLID 92	SOLID 92	CONTA 174 TARGE 170	[39]
SHELL 63	SOLID 92	FLUID 80	SOLID 92	-	-	-	[56]
SHELL 93	SOLID 92 SOLID 95	-	-	-	-	-	[97]

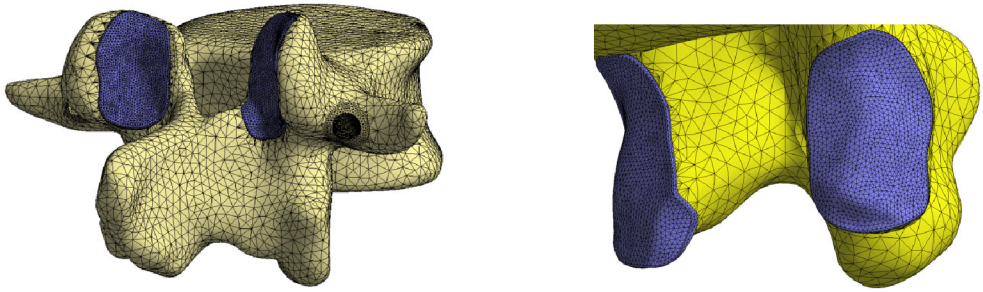
Tab. 12.3.1. – použité typy elementů z prací z rešeršní studie

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 meziobratlových 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. 12.3.2. – použité typy elementů

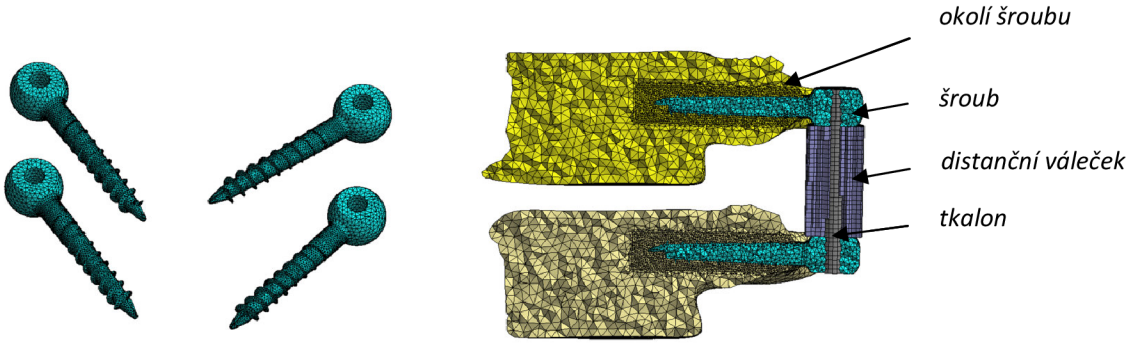


Obr. 12.3.4. – kompletní konečnoprvková síť páteřního segmentu s fixátorem



Obr. 12.3.5. – detaily konečnoprvkové sítě páteřního segmentu

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



Obr. 12.3.6. – detaily konečnoprvkové sítě transpedikulárních šroubů a okolí

12.4. Vytvoření kontaktních dvojic

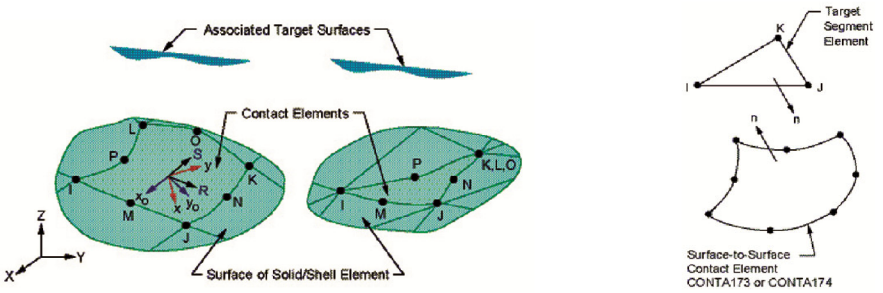
Styk prvků páteřního segmentu je modelován kontaktními prvky. Kontaktní prvky byly použity také na rozhraní částí páteřního segmentu s různou hustotou konečných prvků.

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



Obr. 12.4.1. – geometrie elementů CONTA 174 a TARGE 170 [4]

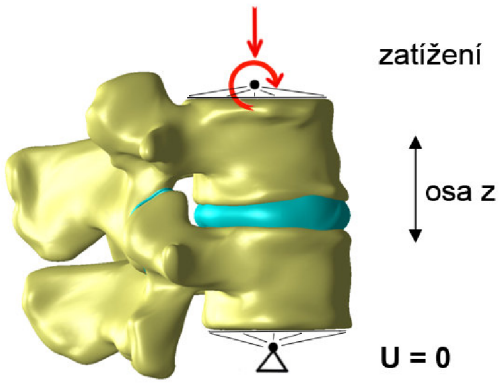
12.5. Model uložení soustavy

Jak již bylo zmíněno v kapitole 8.10. vzájemné natočení dvou sousedních obratlů vůči sobě při zatěžování lze charakterizovat na základě okamžitého středu otáčení (viz Obr. 8.10.1). Poloha okamžitého středu otáčení se při zatěžování mění. Při určování okamžitého středu otáčení jsme vyšli z prací [68] a [70], kde autoři uvádí, že u fyziologického segmentu je poloha okamžitého středu otáčení nejčastěji ve středu meziobratlového disku. Autoři práce [45] uvádí, že okamžitý střed otáčení se u segmentu s fixátorem Dynesys příliš, ve srovnání s fyziologickým stavem, nezměnil.

Při vytváření modelu geometrie byly vytvořeny dva body, tzv. řídící 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 řídící 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 řídící bod je pevně spojen se spodní terminální plochou obratle L5. Poloha obou řídících bodů je uvedena na obrázku 12.5.1..

Prostřednictvím řídících bodů je realizováno uložení a zatěžování páteřního segmentu. Ve spodním řídícím bodě je zamezeno posuvu ve všech směrech. Na základě analýzy provedené v kapitole 8 byla stanovena deformační varianta zatížení. Velikosti posuvů a natočení pro jednotlivé druhy zatížení u fyziologického páteřního segmentu a segmentu s aplikovaným fixátorem jsou vymezeny v kapitolách 8.7., 8.8. a 8.9. Jednotlivé zatěžovací stavy se realizují předepsáním odpovídající složky posuvu a natočení v horním řídícím bodě. Např. při lateroflexi (úklonu do boku) bylo do tohoto bodu předepsáno natočení v záporném směru osy Y o velikosti 0,9° apod..

Hodnota předpětí tkalonu fixátoru Dynesys byla převzata z práce [117] 300 N.



Obr. 12.5.1. – model uložení páteřního segmentu

12.6. 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.

Jednotlivé zatěžovací stavy byly: axiální komprese, flexe a kombinace flexe, laterální flexe s rotací.

Hodnoty deformačního zatížení pro jednotlivé modely a varianty zatížení získané na základě analýzy zatížení páteřního segmentu v kapitole 8 jsou uvedeny v tabulkách 12.6.1. a 12.6.2..

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

Tab. 12.6.1. – 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° levá laterální flexe 1° flexe 0,3° pravá rotace	300 N

Tab. 12.6.2. – varianty řešení pro výpočtový model páteřního segmentu s poddajným fixátorem

13 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 podstatné zatěžovací stavy, které byly určeny na základě analýzy zatížení páteřního segmentu v kapitole 8 - Zatížení a pohyblivost páteře.

Řešení bylo prováděno na počítači s šesti dvou-jádrovými procesory Intel Core i7 s frekvencí 3,2 GHz s 24 GB RAM. Délka jednoho výpočtu se pohybovala v časovém rozmezí 0,5 - 2 hodin.

Ze všech prvků fyziologického páteřního segmentu má meziobratlový disk nejnižší tuhost. Při zatížení páteřního segmentu meziobratlový disk významně ovlivňuje jeho deformaci. Často dochází k degradaci a porušení meziobratlového disku, která se projevuje podstatným zmenšením tuhosti a ztrátou stability segmentu. Cílem aplikace fixátoru, v klinicky odůvodněných případech, je zajištění stability porušeného páteřního segmentu. Použitím vhodného tuhého fixátoru dojde k zajištění stability a velkému zvýšení tuhosti segmentu, což se v řadě případů projeví rychlejší degradací, případně porušením disků sousedních páteřních segmentů. K odstranění, nebo alespoň ke zmírnění tohoto negativního jevu byly vytvořeny poddajné (v literatuře často označované jako dynamické) páteřní fixátory.

Stabilita páteřního segmentu závisí na deformaci (posuvech) jednotlivých prvků. Nevhodné posuvy mohou způsobit útlak cév, nervů, nervových zakončení, případně míchy. Páteřní fixátor musí, s určitou rezervou, stabilizovat porušený páteřní segment v rozsahu možného zatížení. Z uvedeného je zřejmé, že páteřní segment s poddajným fixátorem musí být tužší než fyziologický a deformace segmentu s fixátorem v porovnání s fyziologickým stavem pro libovolná možná zatížení bude odlišná. Pro vyjádření a následnou analýzu deformace bude prezentován deformovaný a nedeformovaný stav celého segmentu, 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 pro všechny podstatné zatěžovací stavy.

U zatíženého páteřního segmentu dojde aplikací fixátoru ke změně namáhání všech prvků segmentu. Zatížení způsobí také namáhání páteřního fixátoru. Vzhledem k mechanickým vlastnostem matriálů prvků páteřního fixátoru a možným mezním stavům bude deformačně napěťová analýza fixátoru zaměřena na vyhodnocení redukovaného napětí podle podmínky HMH u nejvíce namáhaných prvků fixátoru, především šroubů.

V důsledku aplikace páteřního fixátoru dojde ke změně namáhání kostní tkáně obratlů. Ve fyziologickém stavu dochází k neustálé obměně kostní tkáně. Nadměrné zvýšení nebo snížení namáhání může mít významné negativní důsledky na kvalitu kostní tkáně a funkci páteřního segmentu. Posouzení vlivu mechanického namáhání na kostní tkáň patří k jednomu z největších problémů biomechaniky. V současné době je nejčastěji přijímanou hypotézou Frostova teorie.

Veličinou, která ve Frostově teorii popisuje stav mechanicky namáhané kostní tkáně, je intenzita přetvoření. V současné době, u většiny biomechanických prací, je analýza mechanicky namáhané kostní tkáně provedena na základě Frostovy teorie [8], [18], [46], [76], [99].

Mechanostat hypotéza doktora Frosta [30] na základě intenzity přetvoření kostní tkáně vymezuje oblast fyziologické remodelace, oblast mírného přetížení a oblast patologického přetížení.

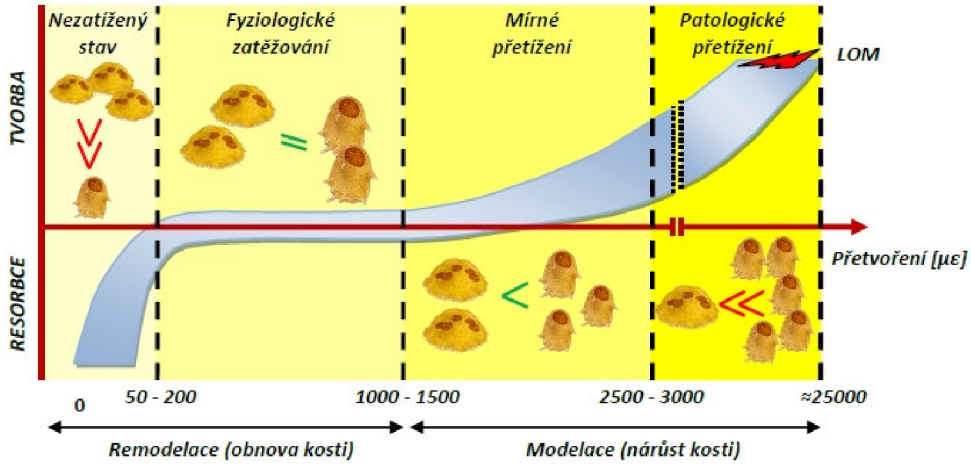
Cyklus remodelace a modelace kosti probíhá kontinuálně a reaguje buď resorpcí, nebo tvorbou nové kostní tkáně na různých místech podle stavu zatížení.

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 $(50 – 1\ 500).10^{-6}$ [-], je oblastí fyziologického namáhání s fyziologickou remodelací kostní tkáně.

Druhá oblast, s rozmezím $(1\ 500 – 3\ 000).10^{-6}$ [-], je oblastí mírného přetížení a poslední je oblast patologického přetížení s hodnotou intenzity přetvoření vyšší než $3\ 000.10^{-6}$ [-].

Při překročení mezní hodnoty intenzity přetvoření $25\ 000.10^{-6}$ [-] dochází k tvorbě sklerotické kostní tkáně, u které je velká pravděpodobnost porušení.

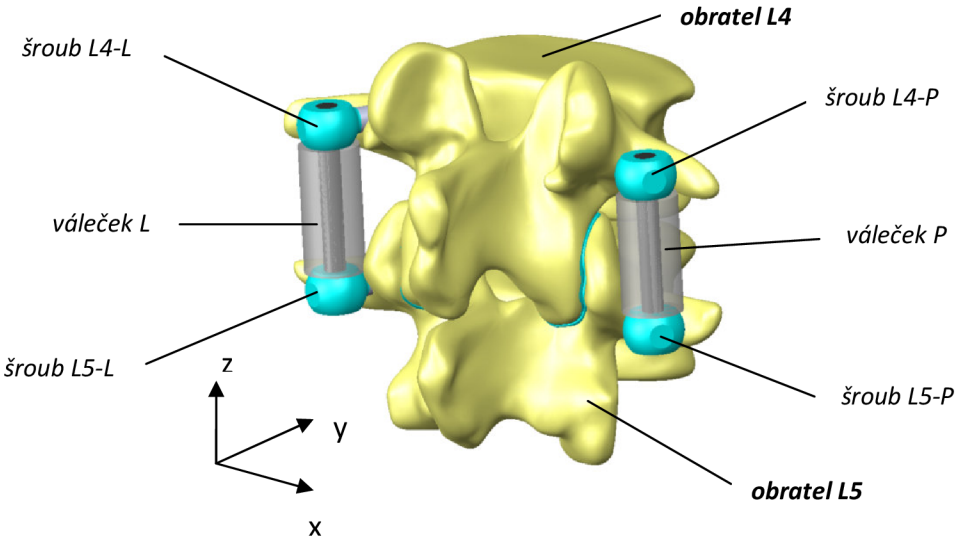


Obr. 13.1. - prahové hodnoty intenzity přetvoření pro různé stavy zatěžování [57]

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 pro jednotlivé zatěžovací stavy.

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 s nákresu souřadnicového systému obr. 13.2.

V následujících kapitolách budou hodnoty posuvů uváděny v [mm] a hodnoty napětí v [MPa].

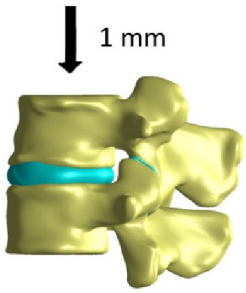


Obr . 13.2. – popis označení jednotlivých prvků segmentu v prezentaci

13.1. Prezentace a analýza 1. varianty zatížení - komprese

13.1.1. Prezentace posuvů segmentu

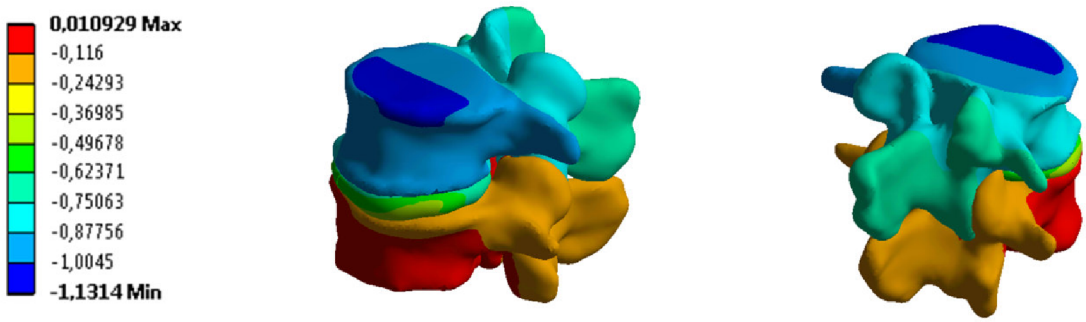
Prvotním zatěžovacím stavem fyziologického páteřního segmentu bylo deformační zatížení způsobující kompresi (Obr. 13.1.1.1.). Velikost posuvu ve směru osy z 1 mm byla stanovena na základě rozsáhlé analýzy v kapitole 8 vycházející z literatury a klinických zkušeností. Deformační zatížení 1 mm páteřního segmentu s porušeným diskem, případně páteřního segmentu s aplikovaným fixátorem, nedává relevantní hodnoty posuvů z hlediska řešeného problému. Proto byly na základě řešení deformačně zatěžovaného fyziologického páteřního segmentu určeny hodnoty výsledných stykových sil v uložení segmentu. Takto stanovenou hodnotou složky síly ve směru osy z v horním řídícím bodě s nulovými posuvy ve spodním řídícím bodě byl zatížen páteřní segment ve fyziologickém stavu, s degenerovaným diskem a s aplikovaným „tuhým“ a poddajným fixátorem.



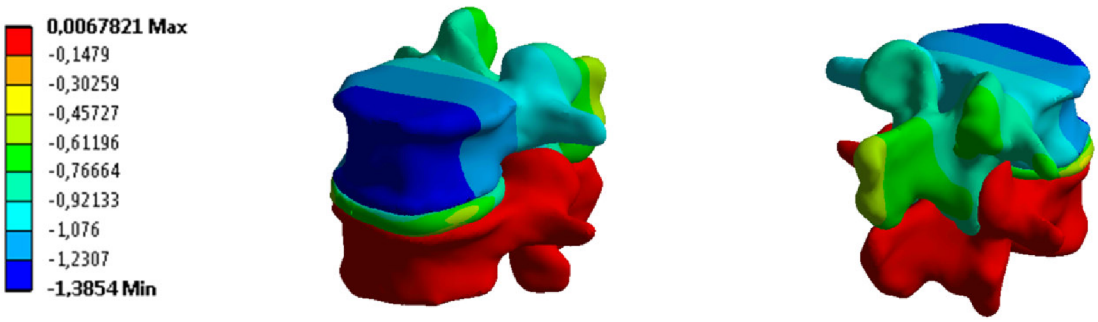
Obr. 13.1.1.1. – schematické znázornění zatížení - komprese

Tuhý fixátor byl modelován tak, že tkalonu poddajného fixátoru spojujícímu transpedikulární šrouby byly předepsány hodnoty materiálových charakteristik titanu.

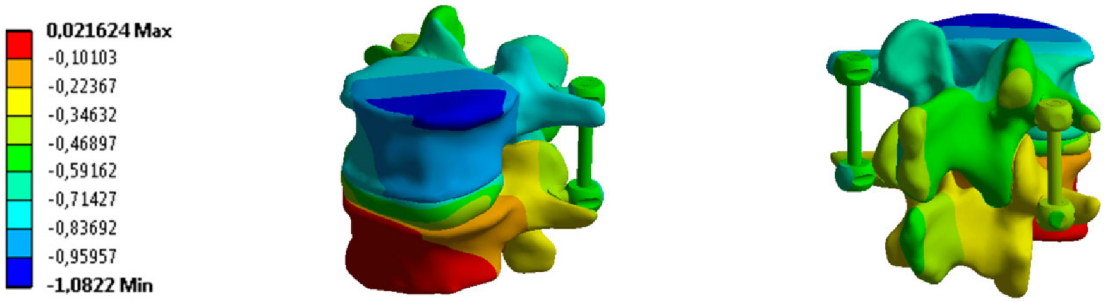
Posuvy ve směru osy z pro uvedené modely jsou zobrazeny v následující části této kapitoly. Hodnoty maximálních posuvů jsou zobrazeny v grafu 13.1.1.1..



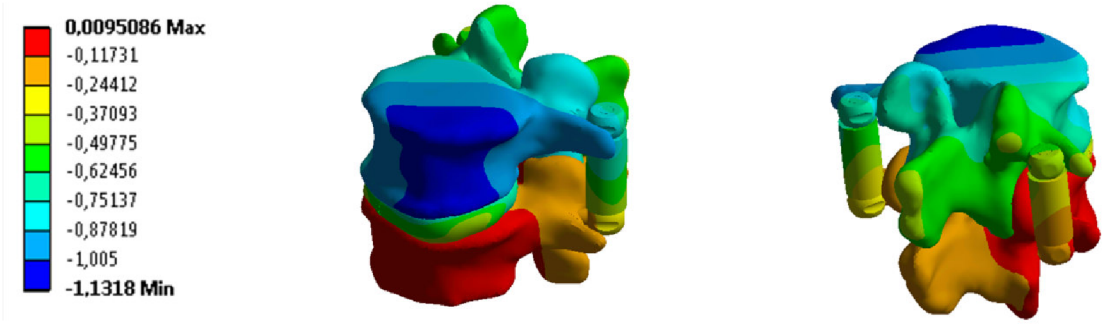
Obr. 13.1.1.2. – posuvy v ose z fyziologického páteřního segmentu při kompresi



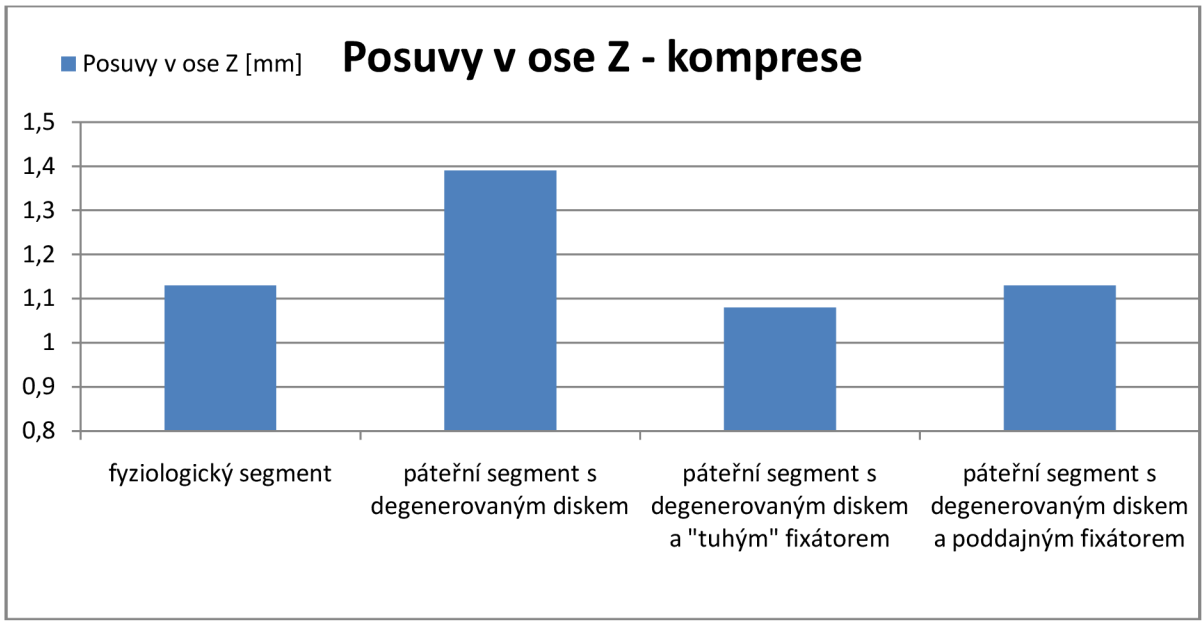
Obr. 13.1.1.3. – posuvy v ose z páteřního segmentu s degenerovaným diskem při kompresi



Obr. 13.1.1.4. – posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" fixátorem při kompresi

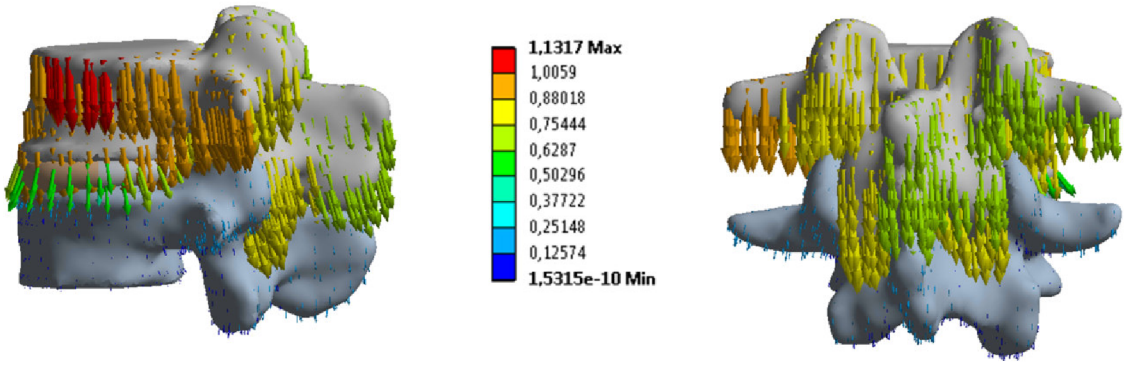


Obr. 13.1.1.5. – posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při kompresi

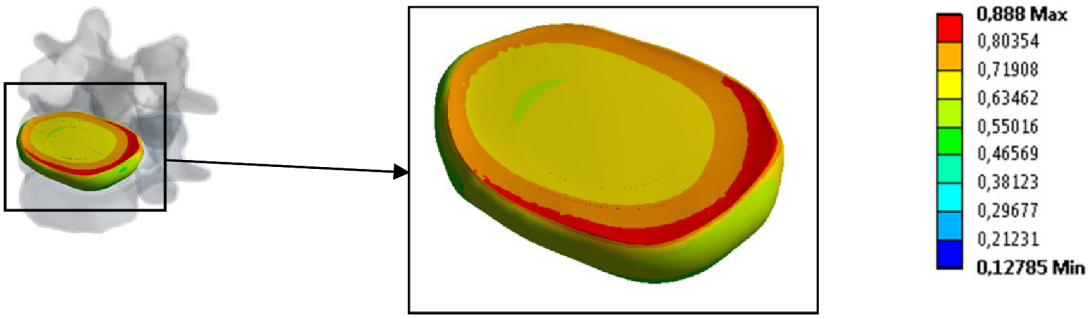


Graf. 13.1.1.1. – znázornění posuvů v ose z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu při kompresi

Pro přehlednější zobrazení byly vykresleny celkové posuvy ve vektorovém znázornění. Na Obr. 13.1.1.6. jsou vykresleny celkové posuvy fyziologického páteřního segmentu. Z obrázku jsou patrné výraznější posuvy segmentu na levé straně ve ventrální oblasti. Na rozložení posuvu má vliv i nesymetrie páteřního segmentu. Největší vliv na deformaci celého fyziologického segmentu má meziobratlový disk. Na Obr. 13.1.1.7. jsou vykresleny celkové posuvy samotného disku, kde je také viditelné nesymetrické stlačení.



Obr. 13.1.1.6. – vektorové znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu při kompresi



Obr. 13.1.1.7. – celkové posuvy [mm] meziobratlového disku fyziologického segmentu při kompresi

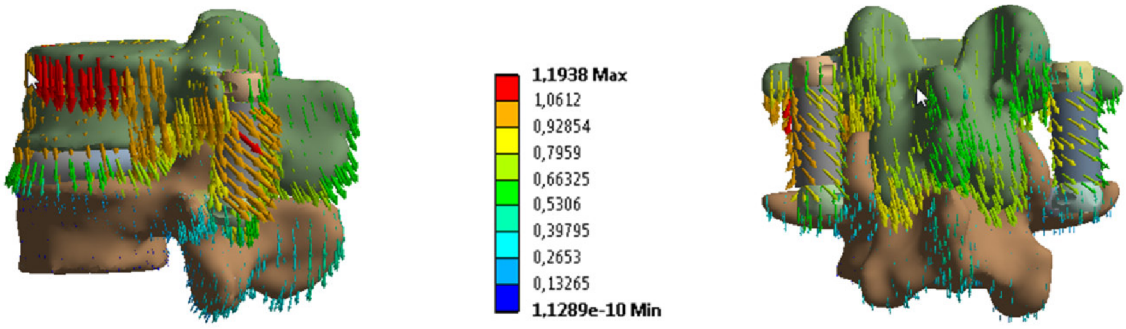
Z vykreslení celkových posuvů segmentu s poddajným fixátorem na Obr. 13.1.1.8. je patrné, že se nejvíce posune obratlové tělo L4, které je umístěno na meziobratlovém disku. Při kompresi dochází k výraznějšímu stlačení disku v jeho ventrální oblasti. Zároveň dochází také k výraznějšímu stlačení segmentu na jeho levé straně.

Posuv spinálního procesu L4 ve směru působícího zatížení je menší v porovnání s fyziologickým segmentem. Aplikovaný poddajný fixátor částečně brání jeho posuvu. Zároveň fixátor přenáší zatížení na obratel L5 v oblasti trnovitých výběžků, což je patrné na posuvech spinálního výběžku a kloubních výběžků obratle L5.

Z Obr. 13.1.1.8. je zřejmé, že při kompresi dochází i k částečnému posuvu obratle L4 vzhledem obratli L5 doprava do boku. To je způsobeno především nesymetrií páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem, což má za následek nesymetrické stlačení segmentu.

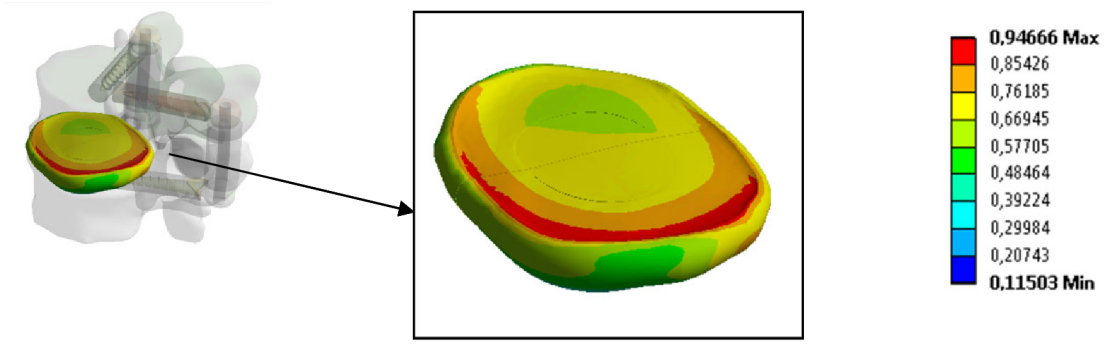
Z hlediska nesymetrie fyziologického segmentu není možné zavést transpedikulární šrouby skrze pedikly do těl obratlů symetricky. Způsob zavedení šroubů má podstatný vliv na následné

mechanické poměry v páteřním segmentu. Zatímco u fyziologického segmentu zatíženého způsobem vyvolávajícím kompresi došlo k jeho rovnoměrnějšímu stlačení, pak u segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem došlo k jeho mírnému posunutí do strany. U segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem má na deformaci celého segmentu největší vliv právě fixátor.



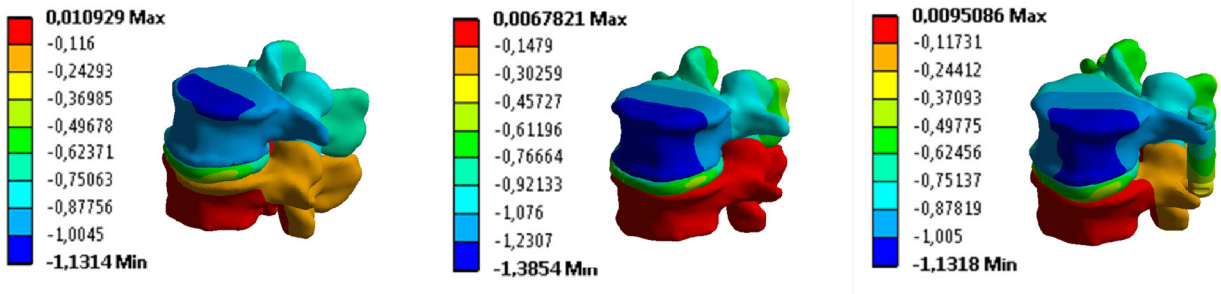
Obr. 13.1.1.8. – vektorové znázornění celkových posuvů [mm] segmentu s poddajným fixátorem při kompresi

Na Obr. 13.1.1.9. jsou vykresleny celkové posuvy v případě meziobratlového disku páteřního segmentu s poddajným fixátorem. Z celkových posuvů je patrná nejvýraznější deformace disku v jeho ventrální a levé oblasti. Při srovnání celkových posuvů disku u fyziologického segmentu a segmentu s poddajným fixátorem je zřejmé, že asymetrické zavedení fixátoru a asymetrická geometrie disku ovlivňuje asymetrické stlačení celého segmentu.



Obr. 13.1.1.9. – celkové posuvy [mm] meziobratlového disku segmentu s poddajným fixátorem

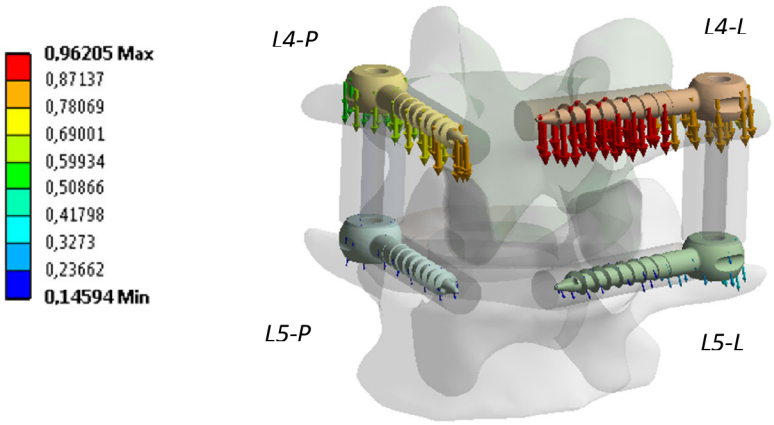
V případě aplikovaného poddajného fixátoru dochází ke stabilizaci porušeného segmentu a k částečnému zachování jeho pohyblivosti. Z vykreslených stupnic na obrázku. 13.1.1.10. a grafu 13.1.1.1. je patrné, že hodnoty posuvů v ose z jsou v případě komprese blízké fyziologickému segmentu a liší se v intervalu 0,0001-0,001 (o 0,0004) [mm]. Odtud lze usuzovat, že fixace zabránila útlaku nervových struktur.



Obr. 13.1.1.10. – hodnoty posuvů v ose z pro fyziologický segment, segment s degenerovaným diskem a segment s aplikovaným poddajným fixátorem při kompresi

Na Obr. 13.1.1.11. jsou vykresleny výsledky celkových posuvů ve vektorovém vyjádření u šroubů poddajného fixátoru. Vlivem asymetrie deformace při zatížení způsobujícím kompresi dochází k posuvu šroubů, přičemž největší hodnota 0,96 [mm] je na levém šroubu obratle L4.

Deformace distančního válečku fixátoru je zřejmá z obrázku 13.1.1.8..



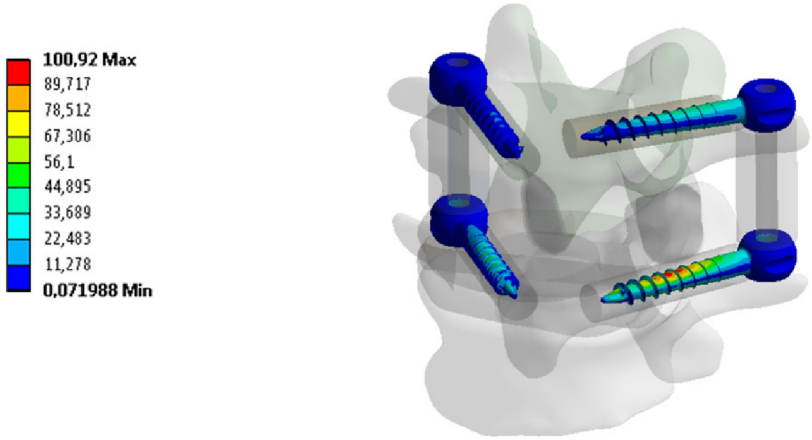
Obr. 13.1.1.11. – vektorové znázornění celkových posuvů [mm] šroubů poddajného fixátoru při kompresi

13.1.2. Napěťová analýza transpedikulárních šroubů a distančních válečků

Transpedikulární šrouby fixátoru Dynesys jsou vyrobeny z titanové slitiny Ti-6Al-7Nb, u které známe materiálové charakteristiky. [59] Vzhledem k funkci součásti není možné připustit vznik plastických deformací, proto provedeme kontrolu z hlediska mezního stavu pružnosti. Z Obr. 13.1.2.1. je zřejmé rozložení redukovaného napětí podle podmínky HMH.

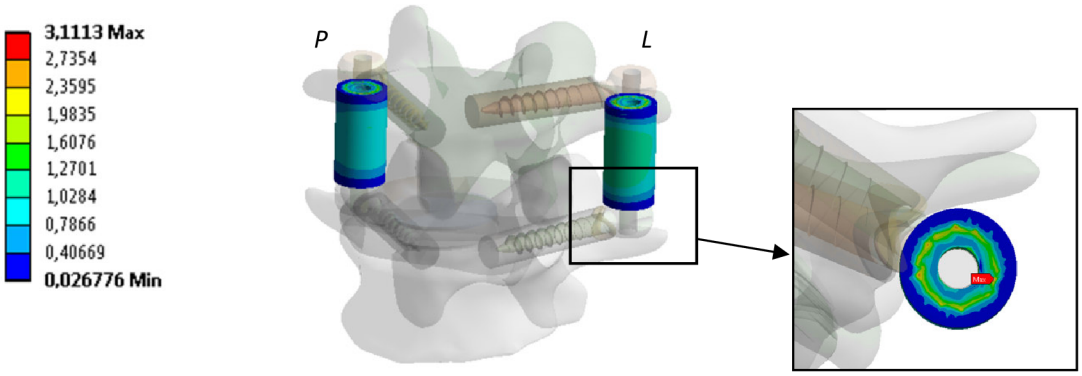
Při kompresi páteřního segmentu s poddajným fixátorem dochází k ohybovému namáhání transpedikulárních šroubů. V důsledku nesymetrie segmentu a zavedení transpedikulárních šroubů je nejvíce namáhán levý šroub obratle L5.

Maximální hodnota redukovaného napětí je 100,92 MPa, což je podstatně menší hodnota než mez kluzu materiálu - 700 MPa. [59]



Obr. 13.1.2.1. – redukované napětí HMH [MPa] šroubů při kompresi

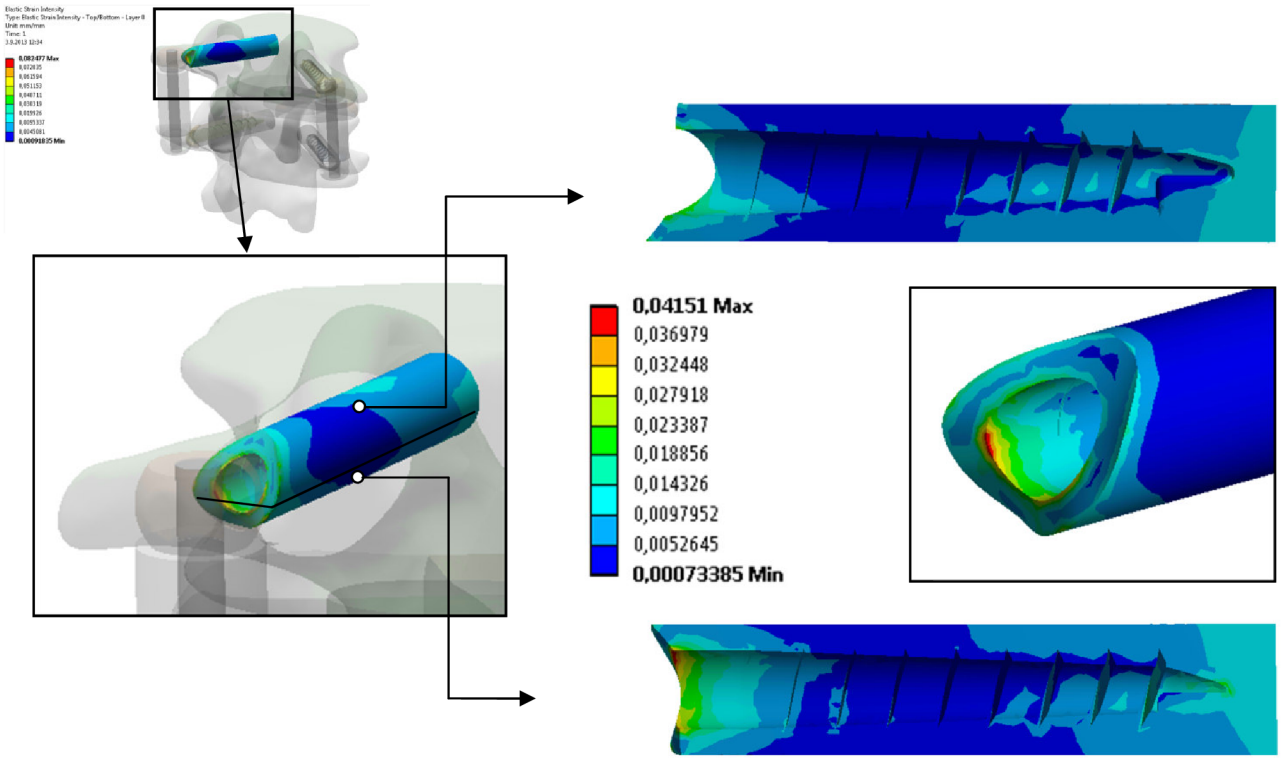
Na Obr. 13.1.2.2. je vykresleno redukované napětí u distančních válečků. Vzhledem k nesymetrii segmentu je více namáhán levý distanční váleček. Nejvyšší hodnota redukovaného napětí je ve spodní části levého válečku v místě kontaktu s upevňovacím šroubem a dosahuje hodnoty 3,11 MPa.



Obr. 13.1.2.2. – redukované napětí HMH [MPa] distančních válečků při kompresi

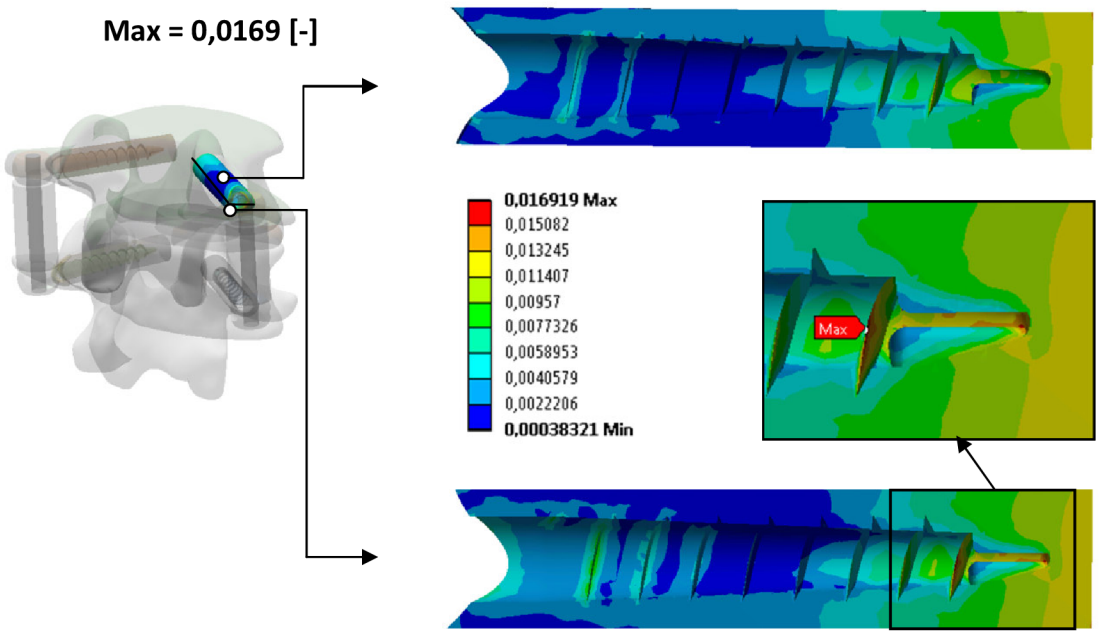
13.1.3. Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů

Na obrázku 13.1.3.1. jsou zobrazeny hodnoty intenzity přetvoření v okolí šroubu L4-L ve spongiózní kostní tkáni. Při jeho detailním zobrazení a znázornění v řezu je zřejmé, že nejvyšší hodnota intenzity přetvoření se vyskytuje na levé spodní straně vyústění šroubu z těla obratle s maximem o velikosti 41 500.10^{-6} [-]. Další oblastí se zvýšenou hodnotou intenzity přetvoření je místo v okolí špičky šroubu. Maximum intenzity přetvoření 1,75x převyšuje mezní hodnotu 25 000.10^{-6} [-] uvedenou Frostem, při níž dochází k tvorbě sklerotické kostní tkáně.



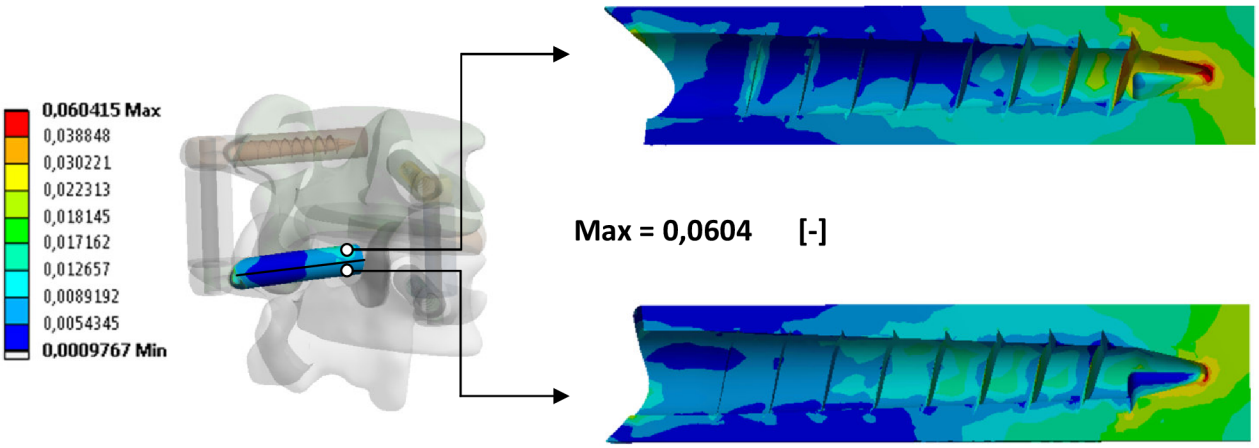
Obr. 13.1.3.1. – vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-L

Na obrázku 13.1.3.2. jsou zobrazeny hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-P. Maximální hodnoty jsou patrné v okolí špičky šroubu s prvním závitem. Maximální hodnota je 16 900.10^{-6} [-].

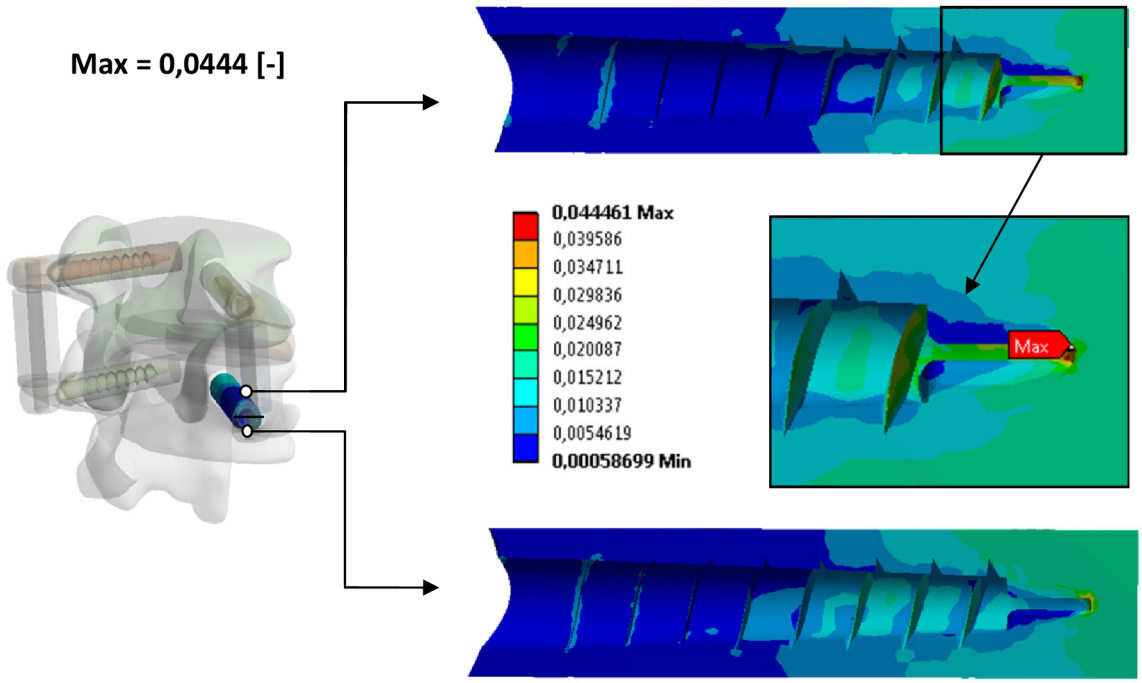


Obr. 13.1.3.2.– vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-P

Okolí šroubů obratle L5 je vykresleno na Obr. 13.1.3.3. a 13.1.3.4. V obou případech maximální hodnoty intenzity přetvoření překračují mezní hodnotu 25 000.10^{-6} [-].



Obr. 13.1.3.3. – vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-L



Obr. 13.1.3.4.– vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-P

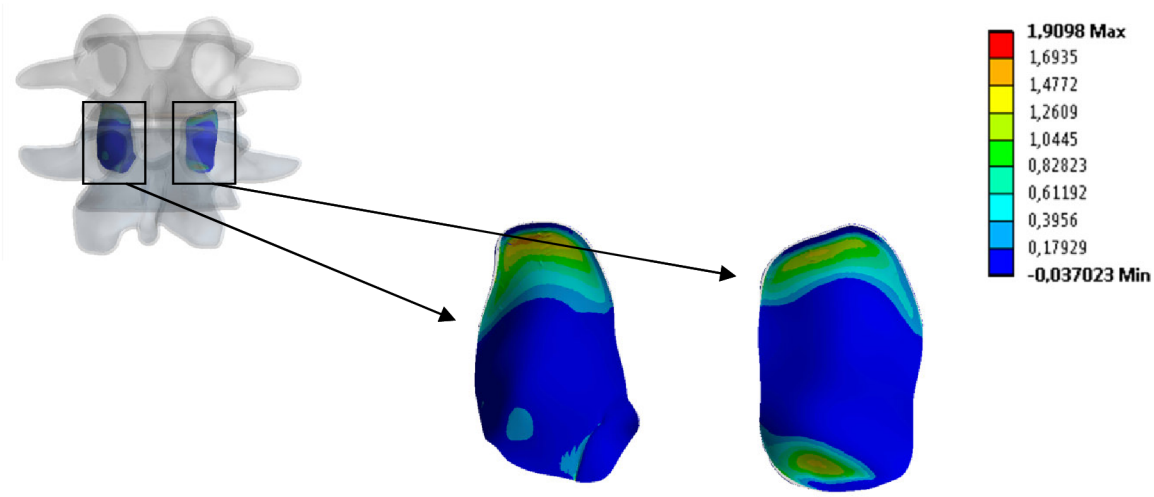
V okolí šroubu L5-L je nejvyšší hodnota intenzity přetvoření 60 400.10^{-6} [-]. U šroubu L5-L je také nejvyšší hodnota redukovaného napětí.

13.1.4. Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů

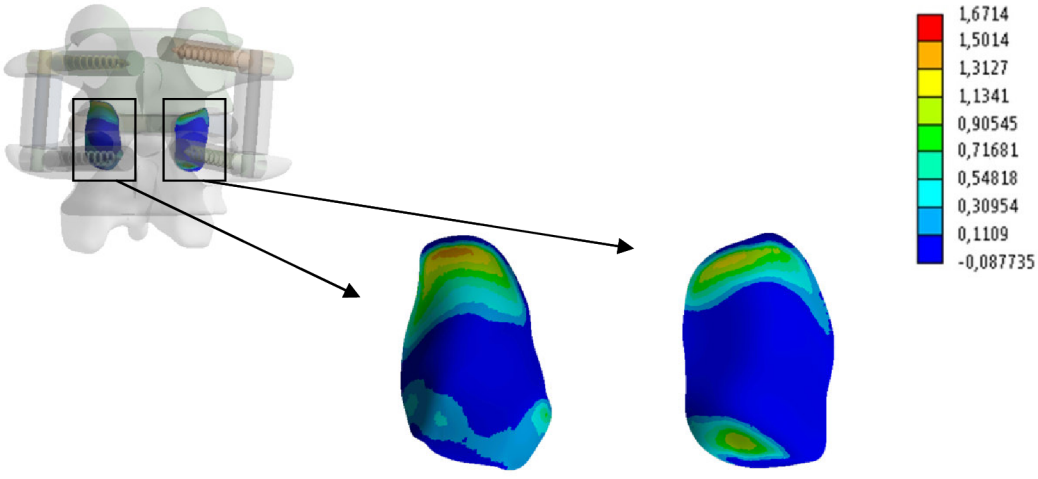
Na Obr. 13.1.4.1. je vykreslen kontaktní tlak na kloubních chrupavkách obratlů u fyziologického segmentu. Z obrázku je zřejmé, že při kompresi segmentu dojde ke vzájemnému kontaktu chrupavek obou obratlů. Zvýšené hodnoty kontaktního tlaku jsou patrné v místech zaoblení v horní oblasti chrupavky obratle L4 a spodní oblasti chrupavky obratle L5. Kontaktní tlak dosahuje maximální hodnoty 1,91 MPa.

Na spodním Obr. 13.1.4.2. je zobrazen kontaktní tlak u chrupavek segmentu s poddajným fixátorem, kde je patrné, že velikost kontaktního tlaku je o 15% menší než u fyziologického segmentu. Maximální hodnota kontaktního tlaku v tomto případě dosahuje 1,67 MPa.

Při analýze prací z tématu biomechaniky na ÚMTMB bylo zjištěno, že kontaktní tlak u kloubních chrupavek se v těchto pracích vyskytoval do hodnoty 3 MPa. Z tohoto pohledu je výskyt maximálního kontaktního tlaku o velikosti 1,91 MPa přijatelnou hodnotou.



Obr. 13.1.4.1. – kloubní chrupavky fyziologického segmentu – kontaktní tlak [MPa]

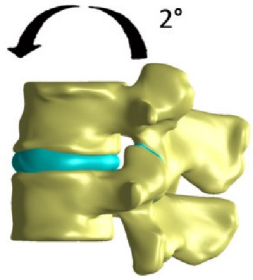


Obr. 13.1.4.2. – kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem – kontaktní tlak [MPa]

13.2. Prezentace a analýza 2. varianty zatížení – flexe

13.2.1. Prezentace posuvů segmentu

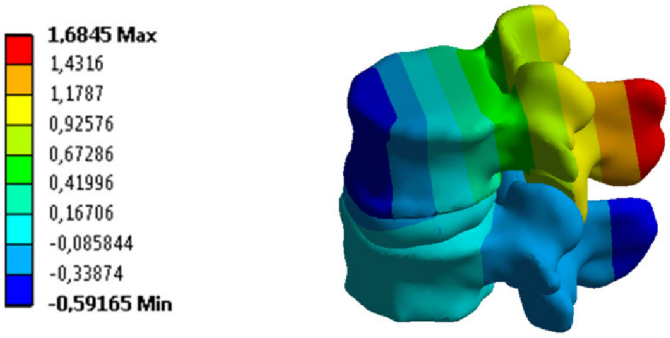
Druhým zatěžovacím stavem fyziologického páteřního segmentu bylo deformační zatížení způsobující flexi páteřního segmentu (Obr. 13.2.1.1.). Na základě analýzy z kapitoly 8 bylo do řídícího bodu spojeného s horní terminální plochou obratle L4 předepsáno natočení způsobující flexi o velikosti 2°.



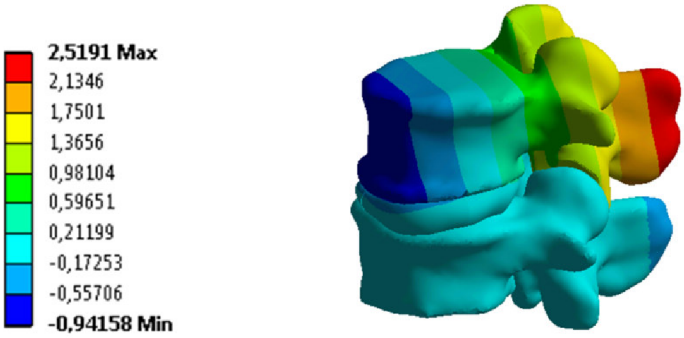
Obr. 13.2.1.1. – schematické znázornění zatížení - flexe

Stejně jako v předešlé variantě 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 fyziologického páteřního 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 řídícím bodě, s nulovými posuvy ve spodním řídícím bodě, byl zatížen páteřní segment ve fyziologickém stavu, s degenerovaným diskem a s aplikovaným „tuhým“ a poddajným fixátorem.

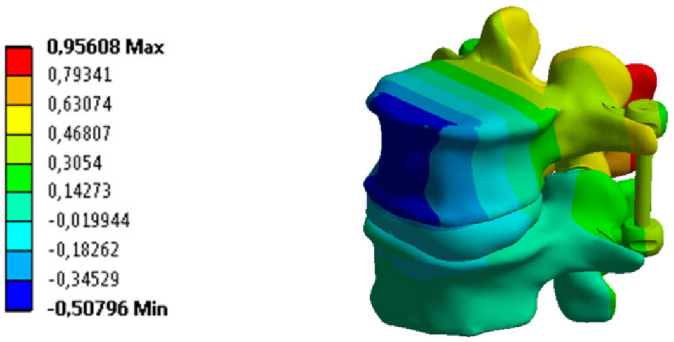
Na následujících obrázcích jsou vykresleny a porovnány posuvy v ose z pro čtyři případy páteřního segmentu. Fyziologický páteřní segment, páteřní segment s degenerovaným diskem, páteřní segment s aplikovaným "tuhým" fixátorem a segment s poddajným fixátorem.



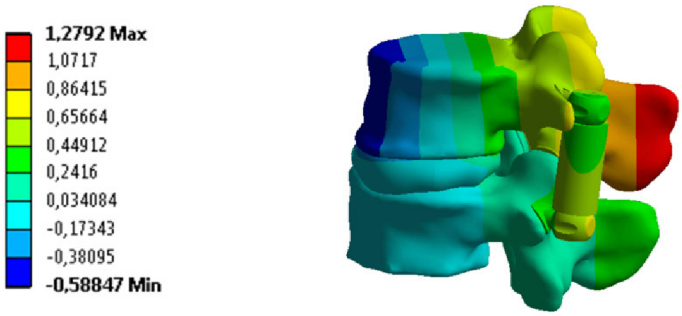
Obr. 13.2.1.2. – posuvy v ose z fyziologického páteřního segmentu při flexi



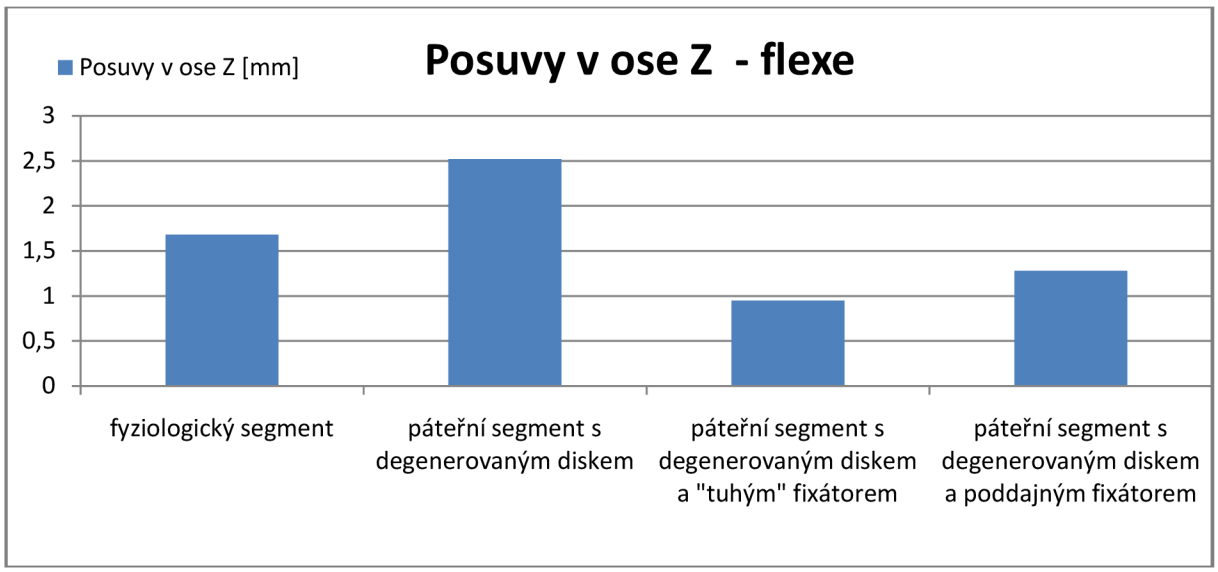
Obr. 13.2.1.3. – posuvy v ose z páteřního segmentu s degenerovaným diskem při flexi



Obr. 13.2.1.4. – posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" fixátorem při flexi



Obr. 13.2.1.5. – posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při flexi

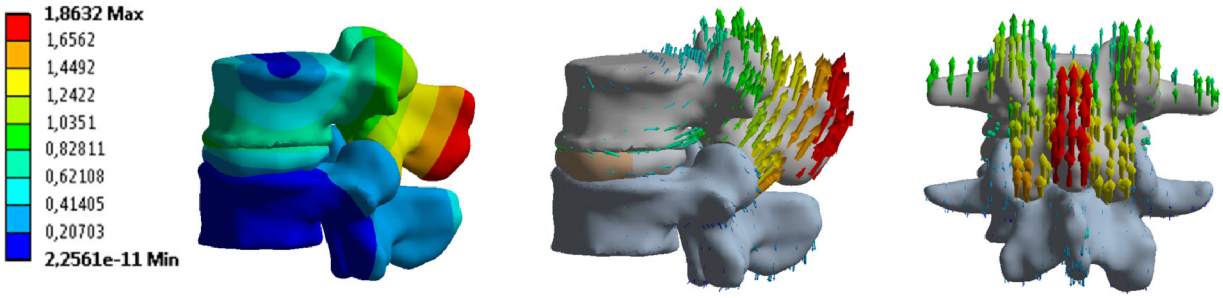


Graf. 13.2.1.1. – znázornění posuvů v ose z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu při flexi

Pro větší názornost jsou na následujícím obrázku (Obr. 13.2.1.6.) vykresleny celkové posuvy fyziologického segmentu ve složkovém i vektorovém vyjádření.

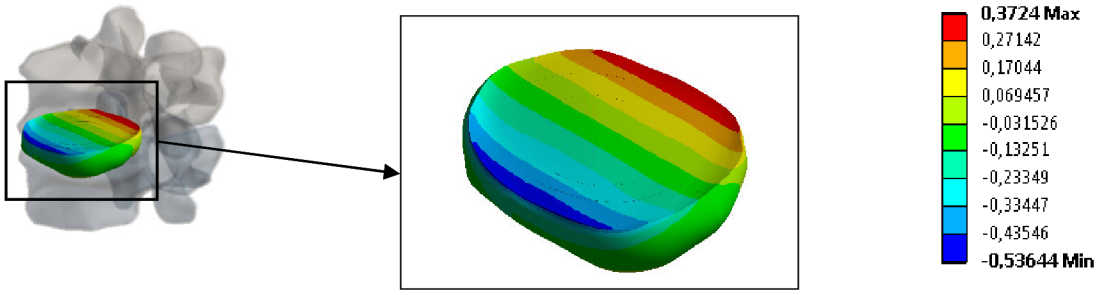
Z posouzení deformace je zřejmé, že dochází k flexi páteřního segmentu. Vzhledem k tomu, že okamžitá osa natáčení prochází středem meziobratlového disku, k nejvyššímu posuvu dochází na konci spinálního výběžku obratle L4, který je od osy otáčení nejvíce vzdálen.

Z pohledu v dorsálním směru je zřejmé, že v důsledku asymetrie segmentu dochází k částečné lateroflexi.



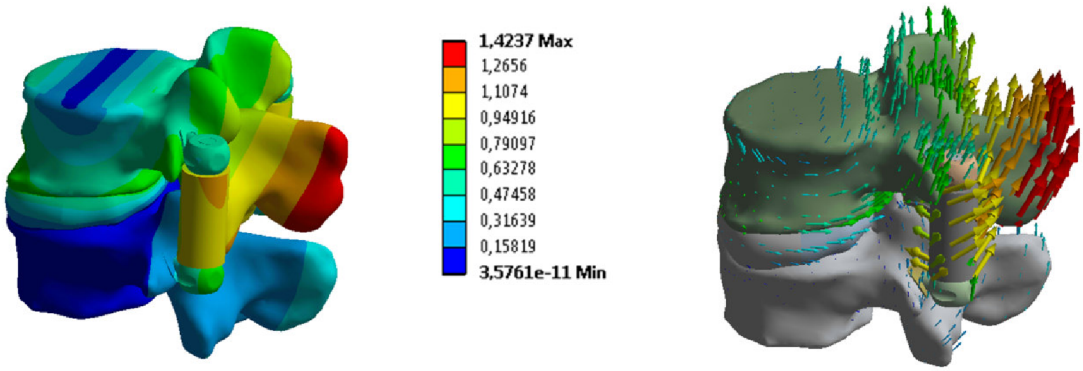
Obr. 13.2.1.6. – složkové a vektorové znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu při flexi

Na Obr. 13.2.1.7. 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.



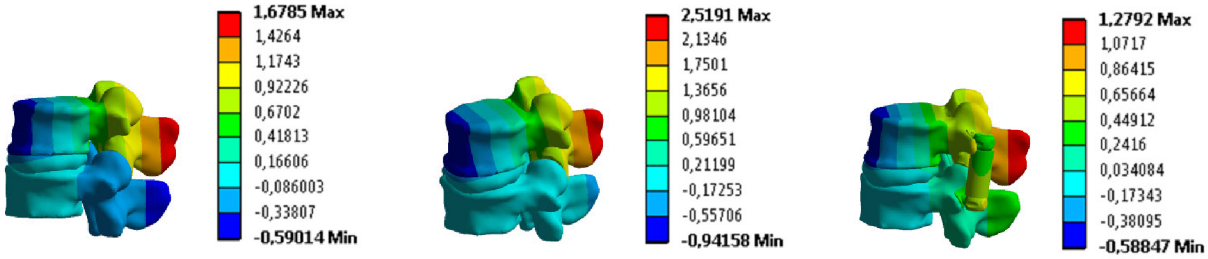
Obr. 13.2.1.7. – posuvy v ose z [mm] meziobratlového disku fyziologického segmentu při flexi

Na obrázku 13.2.1.8. 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. 13.2.1.6.).



Obr. 13.2.1.8. – znázornění celkových posuvů [mm] segmentu s fixátorem při flexi ve složkovém i vektorovém tvaru

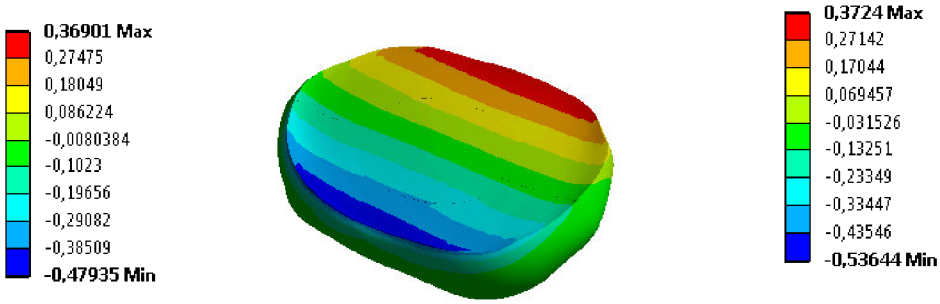
Pro větší názornost jsou na následujícím obrázku 13.2.1.9. vedle sebe vykresleny posuvy v ose z pro fyziologický segment, segment s porušeným diskem a segment s aplikovaným poddajným fixátorem.



Obr. 13.2.1.9. – vykreslení posuvů ve směru osy z [mm] u fyziologického segmentu, segmentu s degenerovaným diskem a segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem

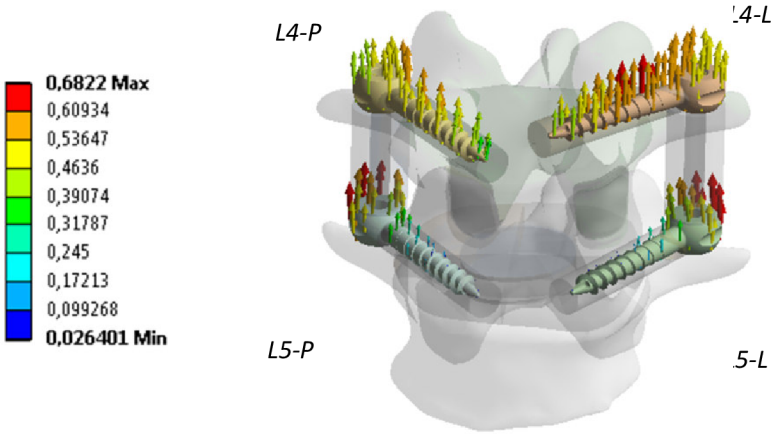
Z uvedených obrázků a porovnání hodnot posuvů (Graf. 13.2.1.1.) je zřejmé, že při flexi u segmentu s degenerovaným diskem dochází k výraznému nárůstu deformace, což se projeví zvětšením posuvů v ose z. Maximální hodnota posuvu v ose z se zvýší z hodnoty 1,68 mm u fyziologického segmentu na hodnotu 2,52 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.

Vykreslení posuvů v ose z meziobratlového disku segmentu s fixátorem je znázorněno na obrázku 13.2.1.10.. Disk je rovnoměrně stlačován ve ventrální části a natahován v dorsální části. Po aplikaci fixátoru došlo ke zmenšení deformace disku vzhledem k fyziologickému segmentu, (Obr 13.2.1.7.) především v jeho ventrální části (-0,53 → -0,48 mm).



Obr. 13.2.1.10. – posuvy v ose z [mm] disku segmentu s poddajným fixátorem při flexi

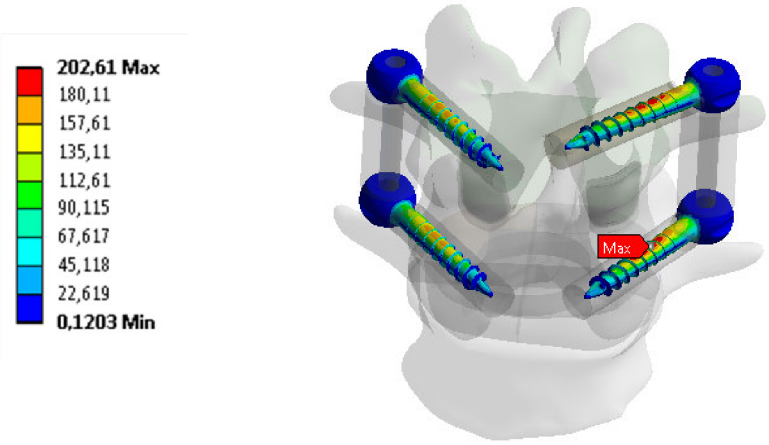
Na Obr. 13.2.1.11. jsou vykresleny hodnoty celkových posuvů šroubů. Vlivem zatížení obratle L4 a mechanické interakci mezi prvky páteřního segmentu a fixátoru dochází k posuvům a natočení všech prvků soustavy. Celkové posuvy a vliv asymetrie soustavy na posuvy transpedikulárních šroubů jsou patrné z obr. 13.2.1.11.



Obr. 13.2.1.11. – vektorové znázornění celkových posuvů [mm] šroubů při flexi

13.2.2. Napěťová analýza transpedikulárních šroubů

Z Obr. 13.2.2.1. 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. [59]

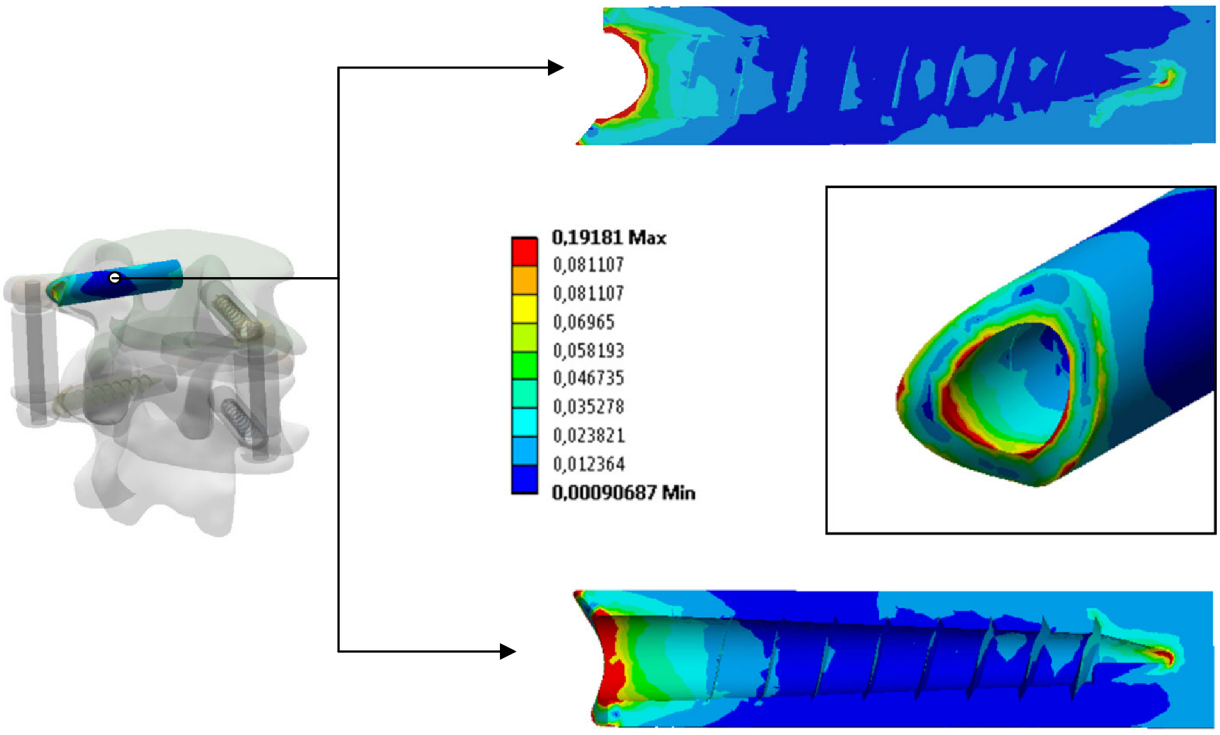


Obr. 13.2.2.1. – redukované napětí HMH [MPa] šroubů při flexi

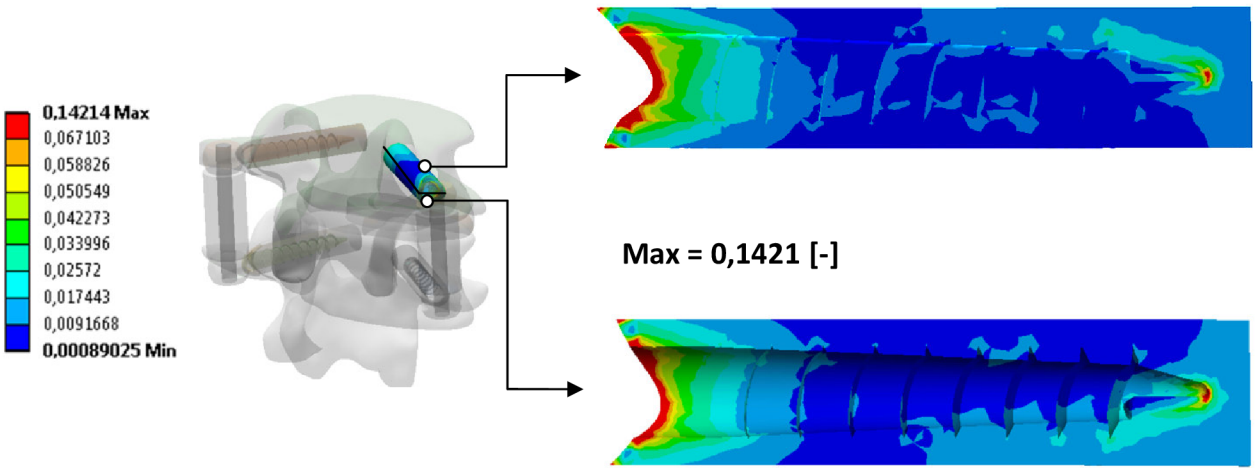
13.2.3. Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů

Na obrázku 13.2.3.1. jsou zobrazeny hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L. Maximální hodnota 191 800.10^{-6} [-] je výrazně vyšší ve srovnání s maximální hodnotou u předešlé zatěžovací varianty - komprese. Maximální hodnoty u komprese se pohybují v rozmezí 16 919 - 60 400.10^{-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.



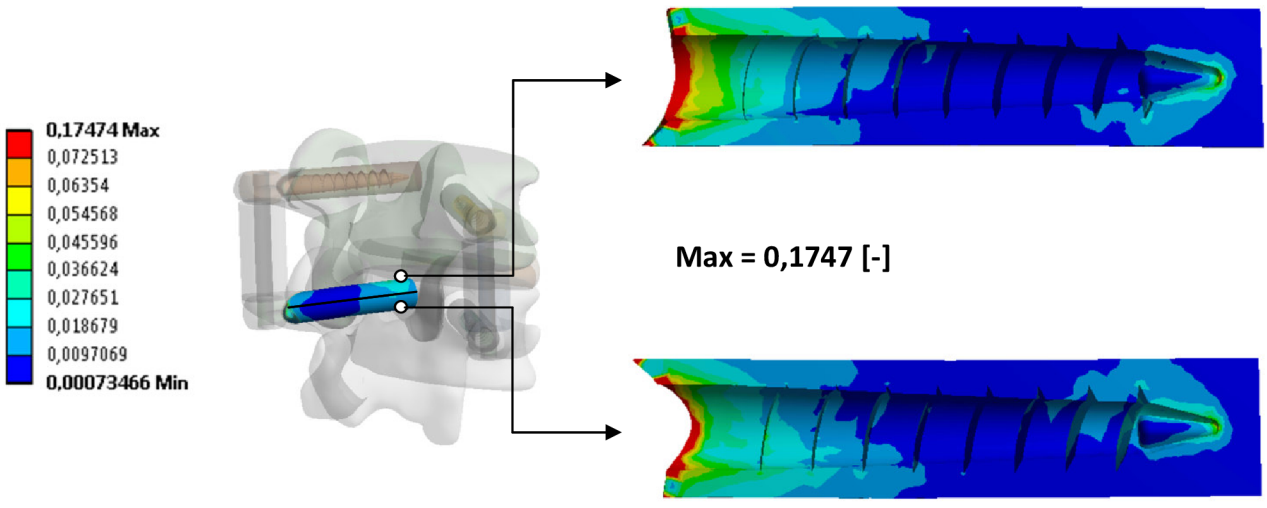
Obr. 13.2.3.1. – vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-L



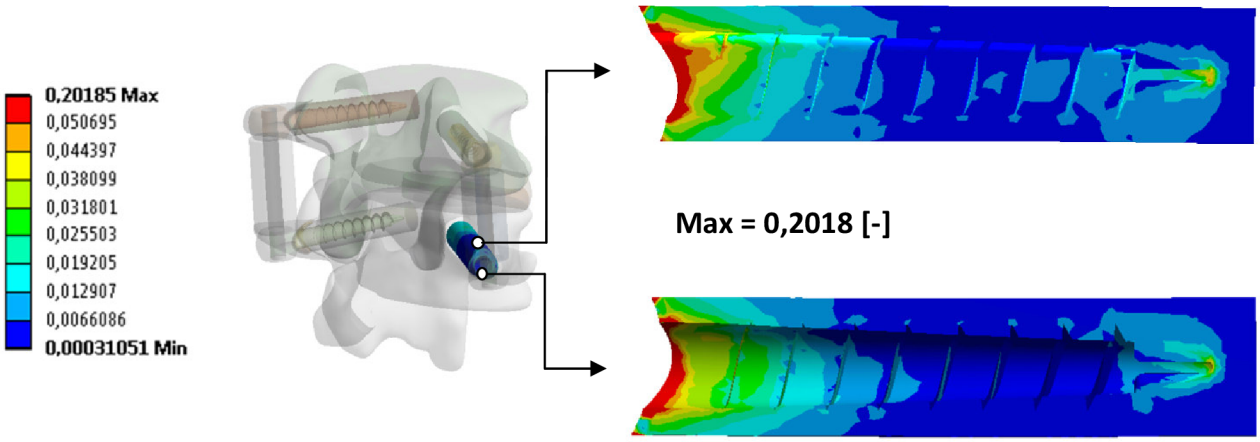
Obr. 13.2.3.2.– vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-P

Na obrázku 13.2.3.2. jsou vykresleny hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-P. Charakter rozložení intenzity přetvoření je obdobný jako u šroubu L4-L (viz. Obr. 13.2.3.1.). Vyšší hodnoty intenzity přetvoření se nachází v místech vyústění šroubu z těla obratle a na jeho špičce. Maximální hodnota je 142 100.10^{-6} [-].

U šroubů zavedených do obratle L5 (Obr. 13.2.3.3. a Obr. 13.2.3.4.) se situace liší v tom, že hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí špičky šroubů již nedosahují takových hodnot jako u obratle L4. Maximální hodnoty v okolí vyústění šroubů z těla obratle se pohybují v rozmezí (174 000 - 201 800).10^{-6} [-].



Obr. 13.2.3.3. – vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-L

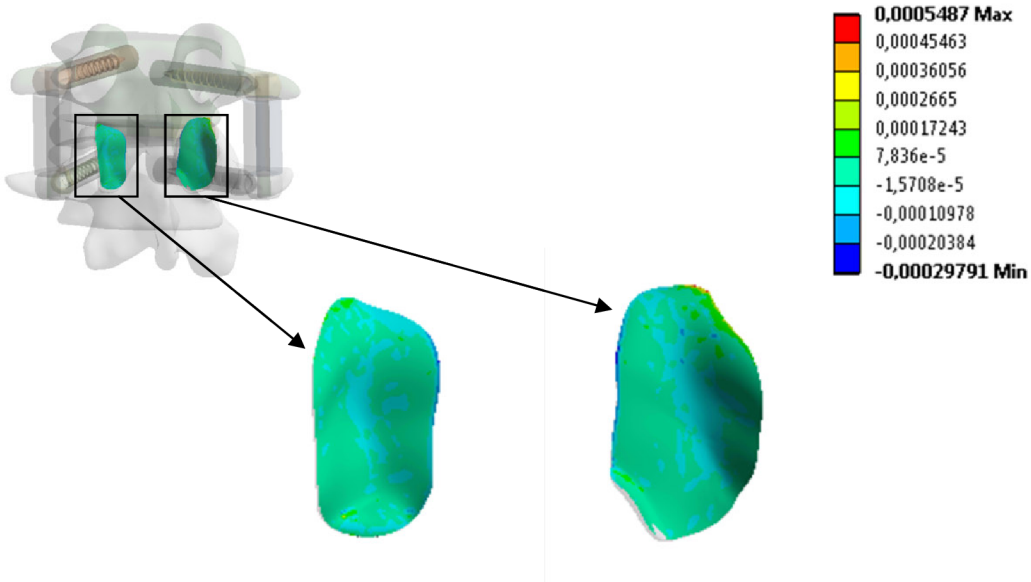


Obr. 13.2.3.4.– vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-P

13.2.4. Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů

Na Obr. 13.2.4.1. 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.



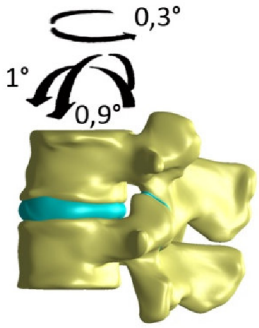
Obr. 13.2.4.1. – kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem při flexi
- kontaktní tlak [MPa]

13.3. Prezentace a analýza 3. varianty zatížení - kombinace

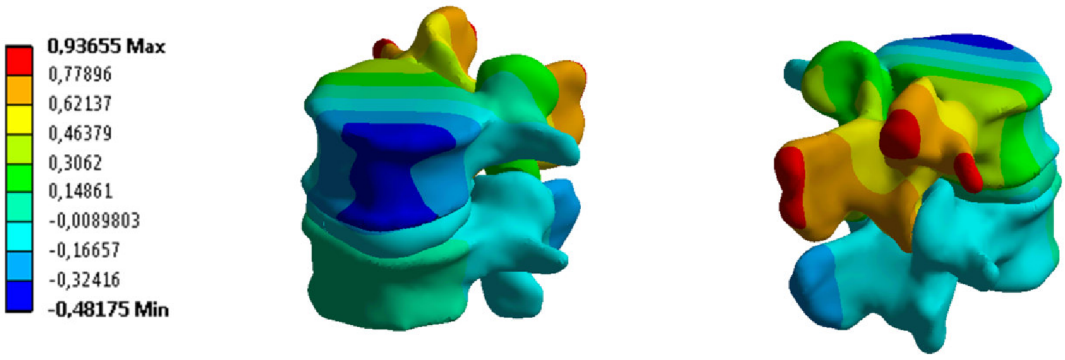
13.3.1. Prezentace posuvů segmentu

Třetím zatěžovacím stavem fyziologického páteřního segmentu bylo kombinované deformační zatěžování (Obr. 13.3.1.1.). Na základě analýzy z kapitoly 8 bylo do řídícího bodu spojeného s horní terminální plochou obratle L4 předepsáno natočení způsobující flexi o velikosti 1°, natočení způsobující laterální flexe o velikosti 0,9° a natočení způsobující rotaci o velikosti 0,3°.

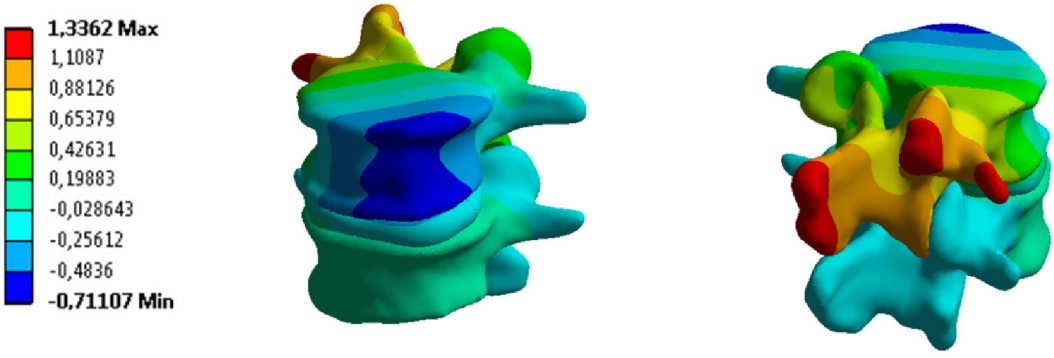
Na základě deformačního řešení fyziologického páteřního segmentu byly určeny hodnoty výsledných stykových sil a momentů silových dvojic v uložení segmentu. Takto stanovené hodnoty složek sil a silových dvojic v jednotlivých směrech byly předepsány do horního řídícího bodu, současně s nulovými posuvy ve spodním řídícím bodě. Na takto zatíženém páteřním segmentu bylo provedeno řešení pro fyziologický stav, páteřní segment s degenerovaným diskem a segment s aplikovaným „tuhým“ a poddajným fixátorem.



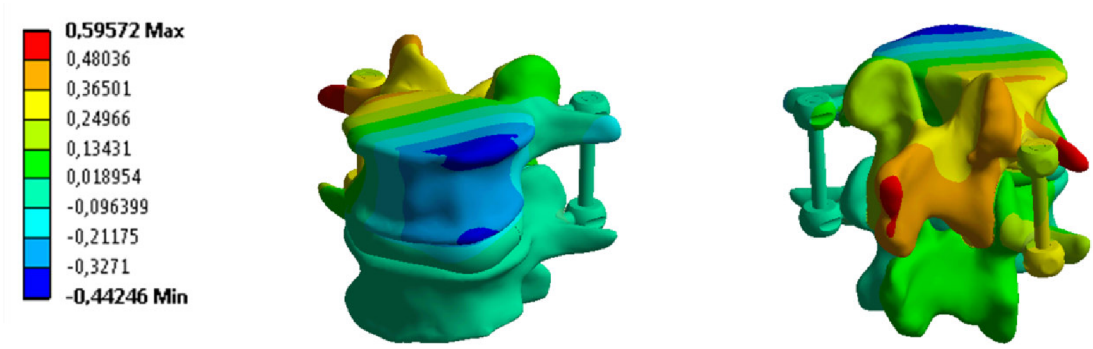
Obr. 13.3.1.1. – schematické znázornění zatížení - kombinace pohybů



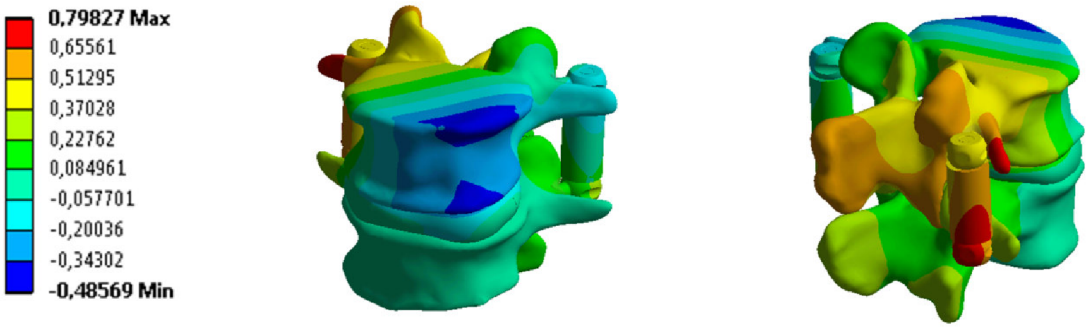
Obr. 13.3.1.2. – posuvy v ose z fyziologického páteřního segmentu při kombinaci pohybů



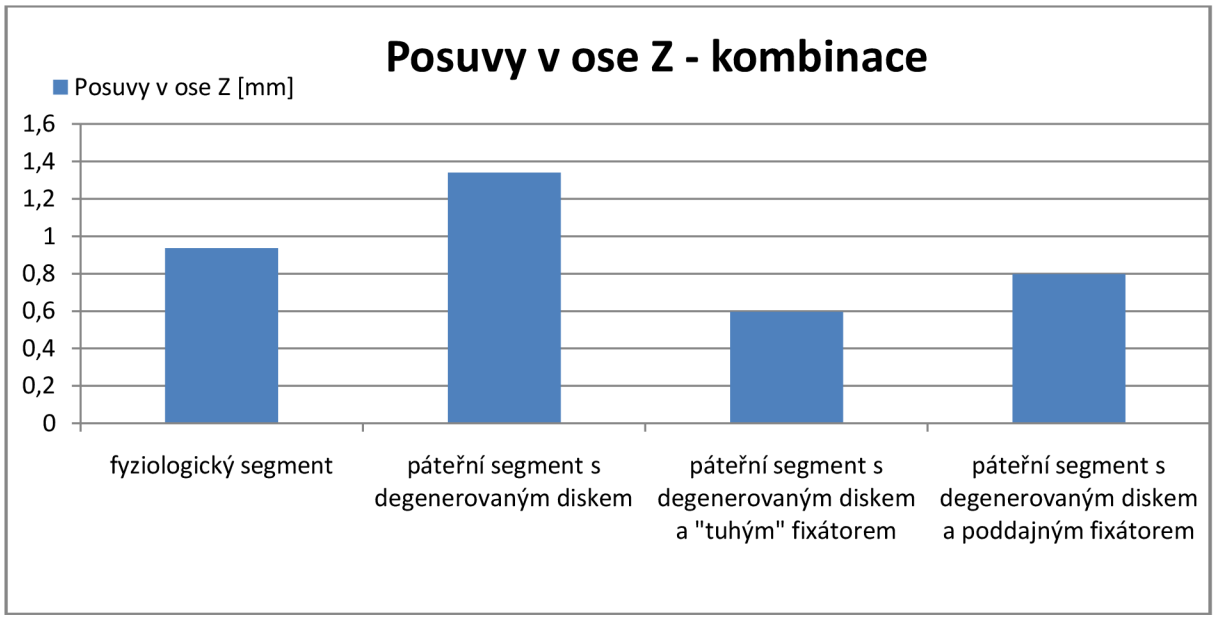
Obr. 13.3.1.3. – posuvy v ose z páteřního segmentu s degenerovaným diskem při kombinaci pohybů



Obr. 13.3.1.4. – posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" fixátorem při kombinaci pohybů



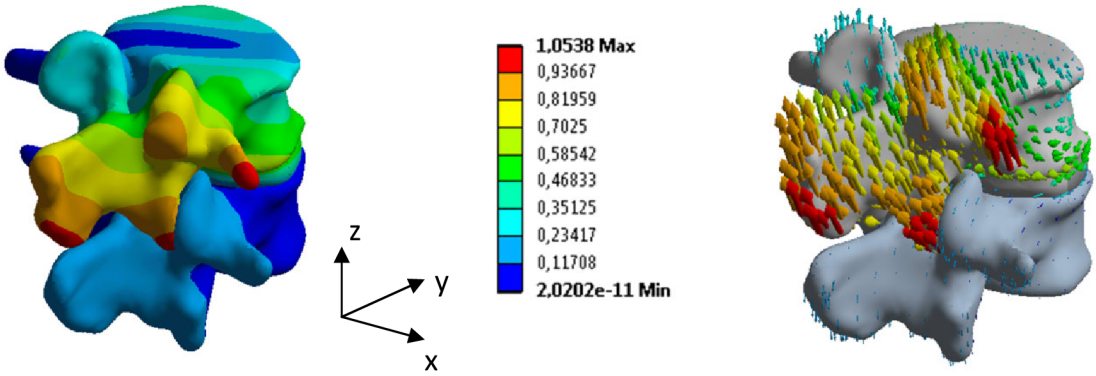
Obr. 13.3.1.5. – posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při kombinaci pohybů



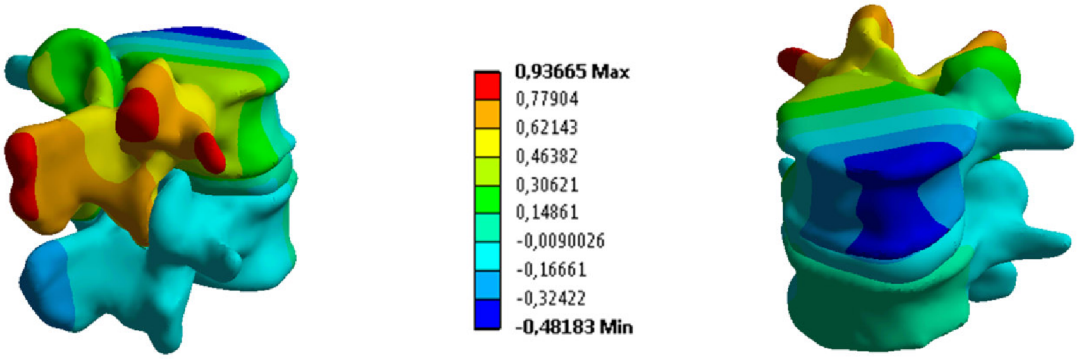
Graf. 13.3.1.1. – znázornění posuvů v ose Z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu při kombinaci pohybů

Na Obr. 13.3.1.6. jsou vykresleny celkové posuvy fyziologického páteřního segmentu pro kombinaci namáhání způsobující flexi, lateroflexi a torzi. Z obrázku je patrné, že na deformaci se podílí všechny tři prvky zatěžovacího stavu. Obratel L4 se natáčí kolem všech tří os souřadnicového systému.

Z obrázků 13.3.1.6. a 13.3.1.7. je patrné, že v důsledku kombinace flexe, lateroflexe a torze dochází k výraznějším posuvům v oblasti obratlových výběžků obratle L4, na pravé straně páteřního segmentu.

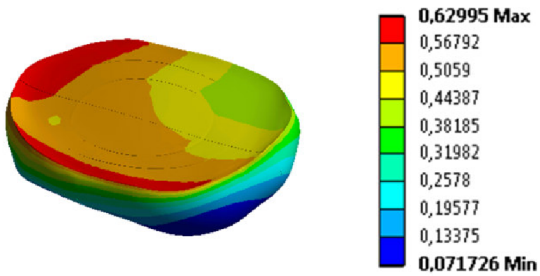


Obr. 13.3.1.6. – znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu při kombinaci pohybů ve složkovém i vektorovém tvaru

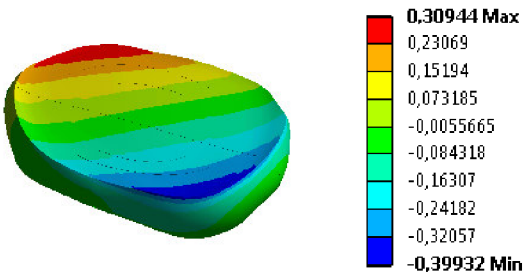


Obr. 13.3.1.7. – znázornění posuvů [mm] ve směru osy z fyziologického segmentu při kombinaci pohybů

Na následujících obrázcích jsou znázorněny posuvy meziobratlového disku fyziologického segmentu. Na levém obrázku 13.3.1.8. jsou vykresleny celkové posuvy, které jsou největší ve ventrální a v pravé dorsální oblasti disku. Z pravého obrázku 13.3.1.9. je zřejmé, že největší posuv v ose z je v pravé dorsální části disku.

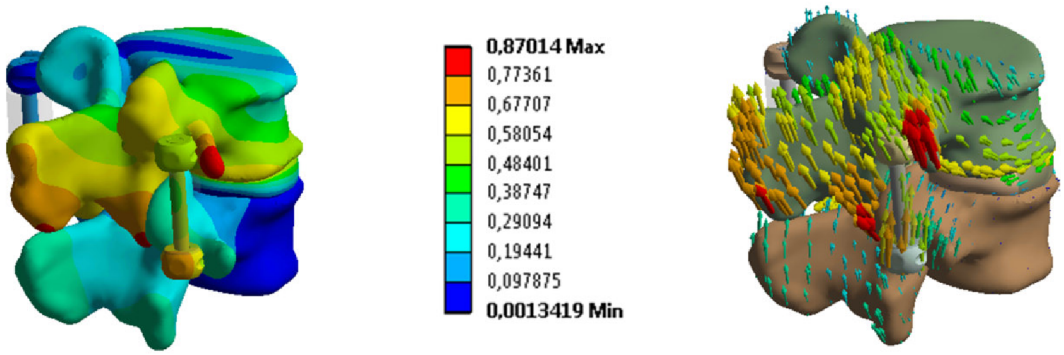


Obr. 13.3.1.8. – vykreslení celkových posuvů [mm] disku fyziologického segmentu

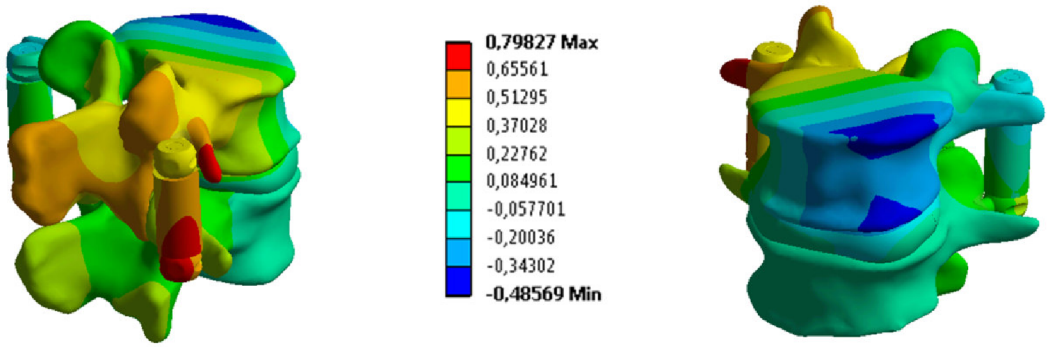


Obr. 13.3.1.9. – vykreslení posuvů [mm] ve směru osy Z disku fyziologického segmentu

Na Obr. 13.3.1.10. jsou zobrazeny celkové posuvy páteřního segmentu s poddajným fixátorem. Při porovnání s hodnotami celkových posuvů fyziologického segmentu je zřejmé, že fixátor mění charakter a velikost deformace při kombinaci flexe, lateroflexe a torze.

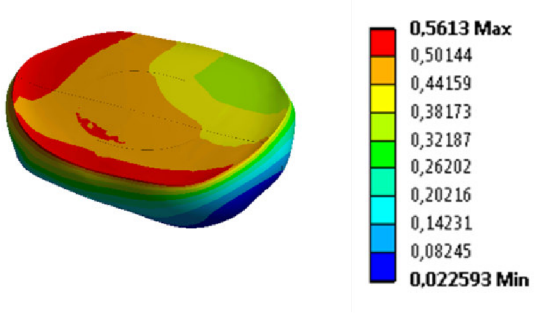


Obr. 13.3.1.10. – znázornění celkových posuvů [mm] segmentu s poddajným fixátorem při kombinaci flexe, lateroflexe a torze ve složkovém i vektorovém tvaru

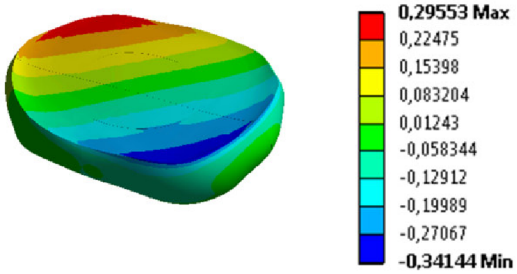


Obr. 13.3.1.11. – znázornění posuvů [mm] ve směru osy z segmentu s fixátorem při kombinaci flexe, lateroflexe a torze

Na následujících obrázcích (13.3.1.12. a 13.3.1.13.) jsou vykresleny posuvy na meziobratlovém disku páteřního segmentu s poddajným fixátorem. Porovnáním hodnot posuvů se stejně zatíženým fyziologickým segmentem (Obr. 13.3.1.8. a 13.3.1.9.) docházíme k závěru, že poddajný fixátor zmenšuje deformaci disku.

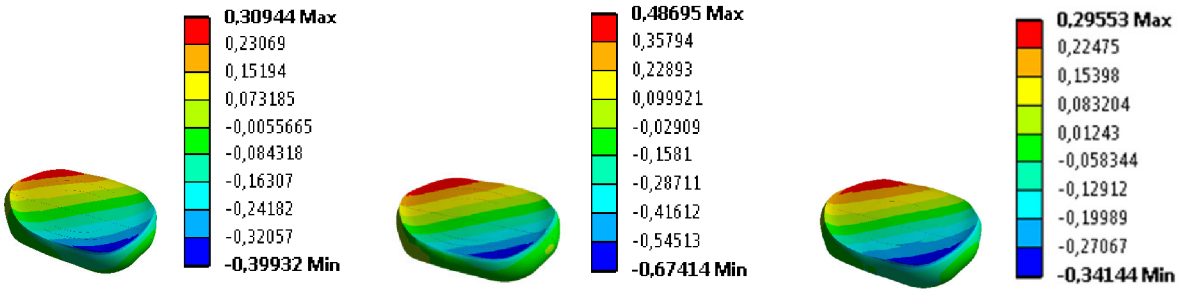


Obr. 13.3.1.12. – vykreslení celkových posuvů [mm] disku segmentu s fixátorem



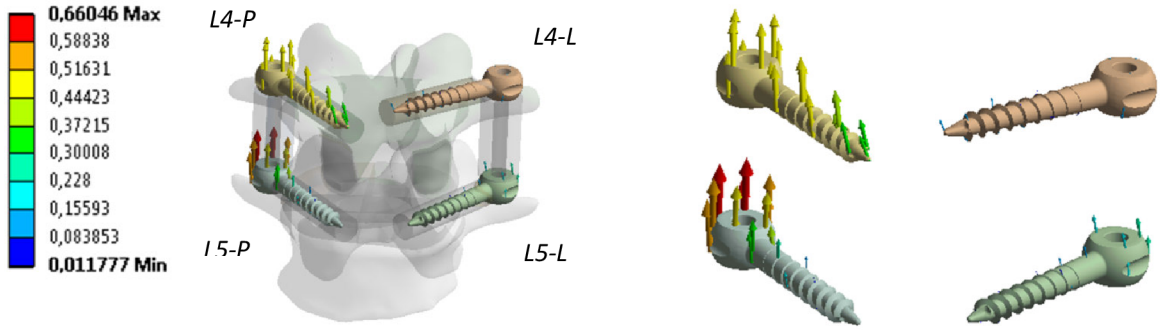
Obr. 13.3.1.13. – vykreslení posuvů [mm] ve směru osy z disku segmentu s fixátorem

Pro větší názornost jsou na obrázku 13.3.1.14. vykresleny posuvy v ose z meziobratlového disku pro fyziologický segment, segment s degenerovaným diskem a segment s aplikovaným poddajným fixátorem. Při porovnání je zřejmé, že v případě degenerovaného disku dochází k nárůstu deformace oproti fyziologickému stavu z hodnoty 0,3 mm na hodnotu 0,48 mm. Po aplikaci fixátoru dojde ke snížení hodnoty posuvu na hodnotu 0,29 mm, což je hodnota, která se blíží fyziologickému stavu.



Obr. 13.3.1.14. – vykreslení posuvů disku [mm] ve směru osy Z u fyziologického segmentu, segmentu s degenerovaným diskem a segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem

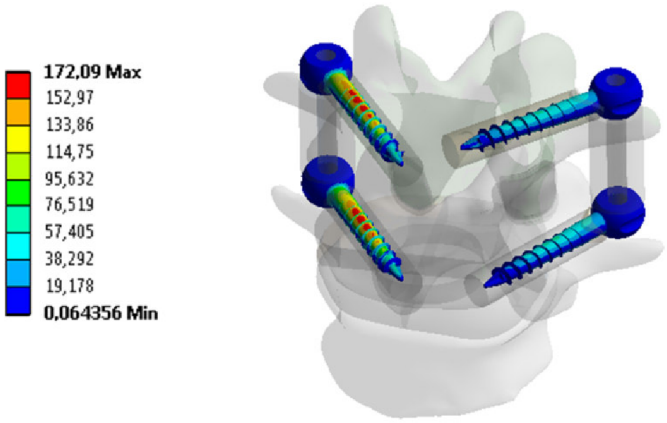
Na Obr. 13.3.1.15. jsou vykresleny celkové posuvy šroubů páteřního segmentu s poddajným fixátorem zatíženého kombinací flexe, lateroflexe a torze ve vektorovém zobrazení. Z obrázku je patrné, že na pravé straně segmentu dochází k podstatně větším posuvům než na levé straně, což odpovídá danému zatížení. Největší hodnota posuvu je u hlavice šroubu L5-P.



Obr. 13.3.1.15. – vektorové znázornění celkových posuvů [mm] šroubů při kombinaci pohybů

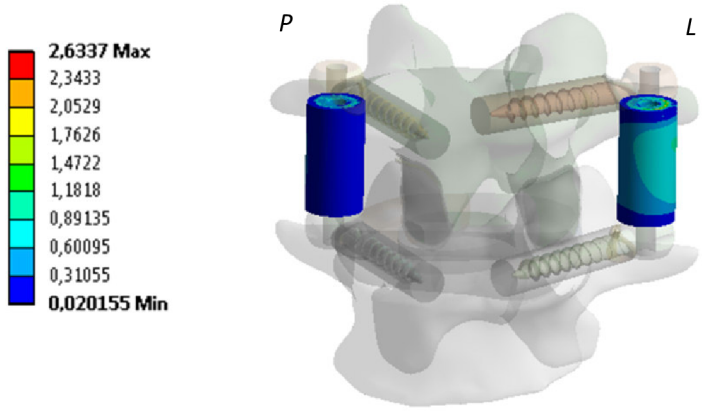
13.3.2. Napěťová analýza transpedikulárních šroubů a distančních válečků

Na obrázku 13.3.2.1. je vykresleno redukované napětí HMH [MPa] šroubů. Z rozložení hodnot redukovaného napětí lze konstatovat, že podstatně více namáhané jsou šrouby na pravé straně páteřního segmentu - šrouby L4-P a L5-P. Větší namáhání pravé strany páteřního segmentu je důsledkem zadaného smyslu silových dvojic. Maximální hodnota redukovaného napětí je 172 MPa, proto nedojde k překročení meze kluzu materiálu (700 MPa [59]).



Obr. 13.3.2.1. – redukované napětí HMH [MPa] šroubů při kombinaci pohybů

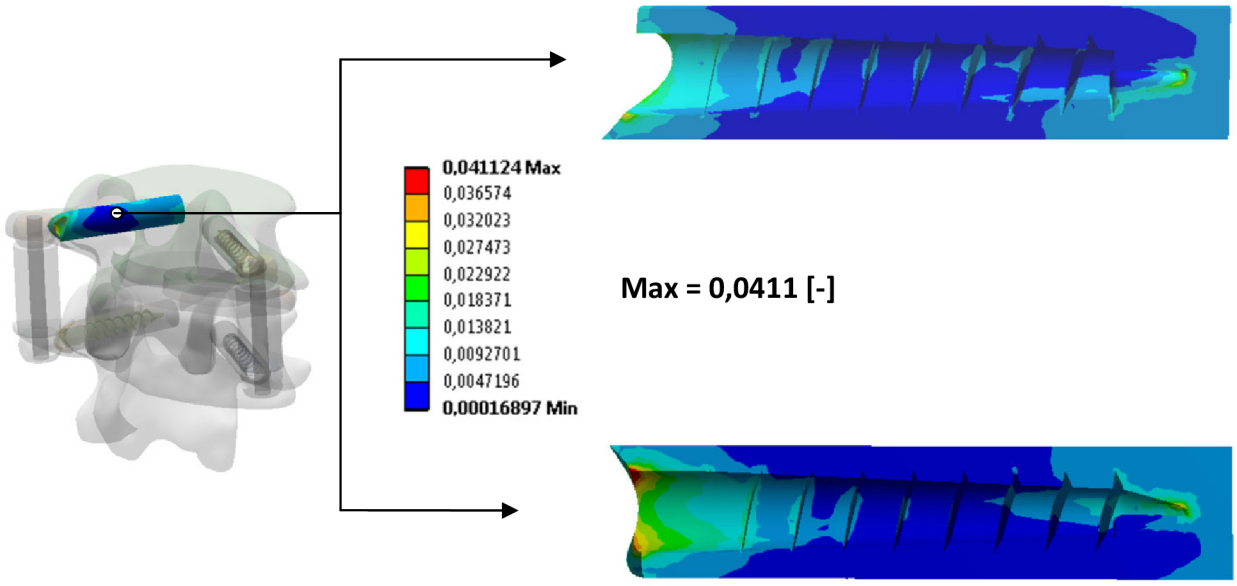
Na Obr. 13.3.2.2. je vykresleno redukované napětí v distančních váleč̌cích. Nejvyšší hodnota tohoto napětí je 2,63 MPa.



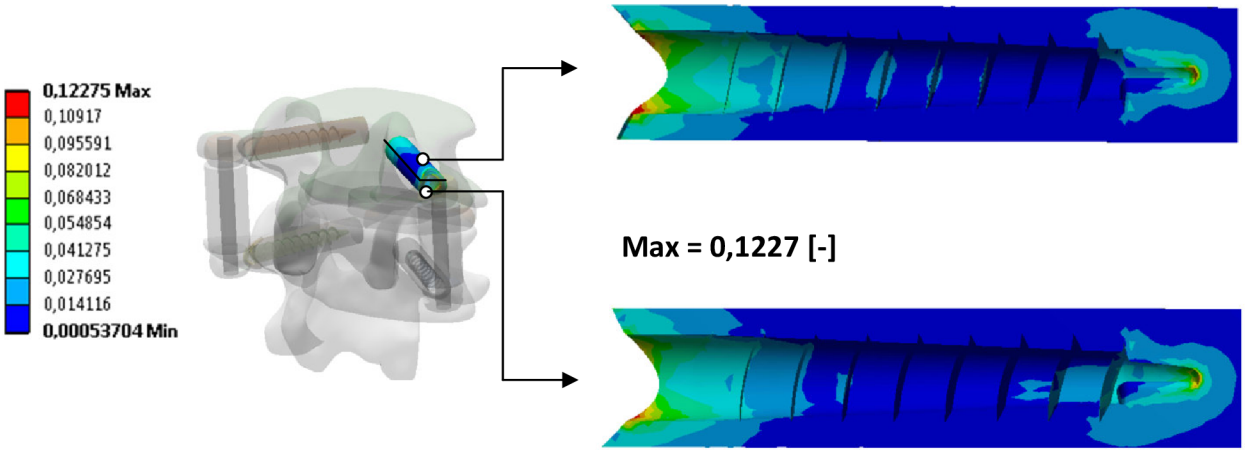
Obr. 13.3.2.2. – redukované napětí HMH [MPa] u distančních válečků

13.3.3. Analýza intenzity přetvoření spongiózní kostní tkáně v okolí šroubů

Na obrázcích 13.3.3.1. a 13.3.3.2. jsou zobrazeny hodnoty intenzity přetvoření v okolí šroubů L4-L a L4-P ve spongiózní kostní tkáni. Z jejich zobrazení v řezu je zřejmé, že nejvyšší hodnota intenzity přetvoření je při ústí šroubu do těla obratle. Malé lokální zvýšení hodnoty intenzity přetvoření je i v okolí špičky šroubu. Maximální hodnoty na jednotlivých šroubech jsou 41 100.10^{-6} [-] a 122 700.10^{-6} [-].

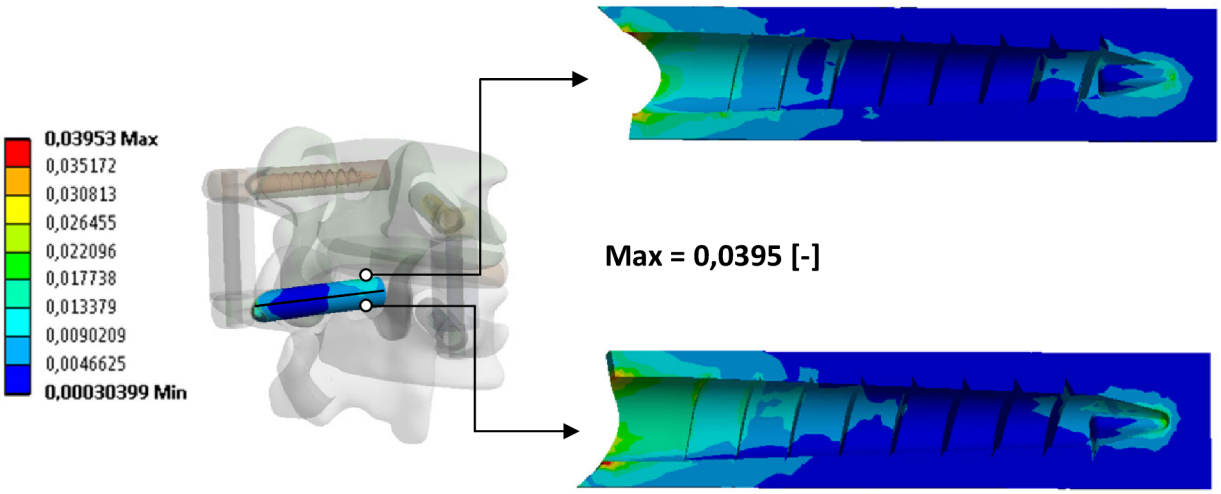


Obr. 13.3.3.1. – vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-L

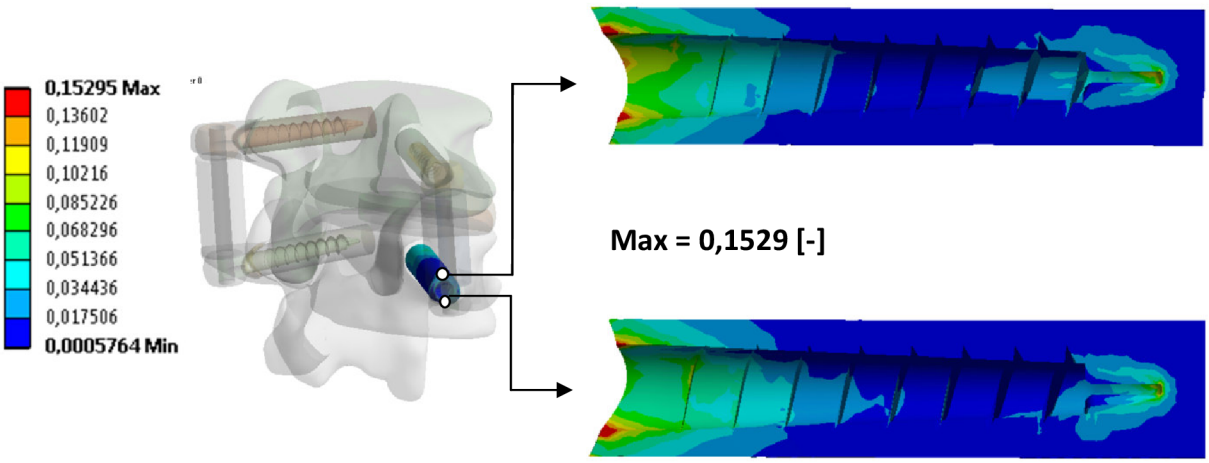


Obr. 13.3.3.2.– vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-P

Na obrázcích 13.3.3.3. a 13.3.3.4. je vykreslena intenzita přetvoření v okolí šroubů spodního obratle L5-L a L5-P. Z obrázků je zřejmá zvýšená hodnota intenzity přetvoření na hraně ústí šroubu do těla obratle a v případě šroubu L5-P také v okolí jeho špičky. Maximální hodnoty jsou 39 500.10^{-6} [-] a 152 900.10^{-6} [-].



Obr. 13.3.3.3. – vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-L

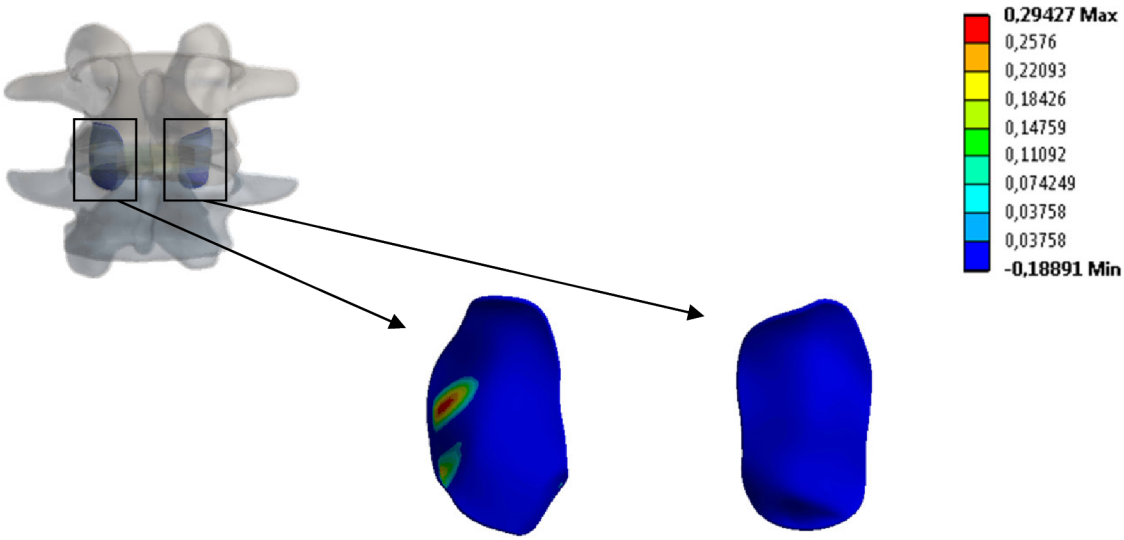


Obr. 13.3.3.4.– vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-P

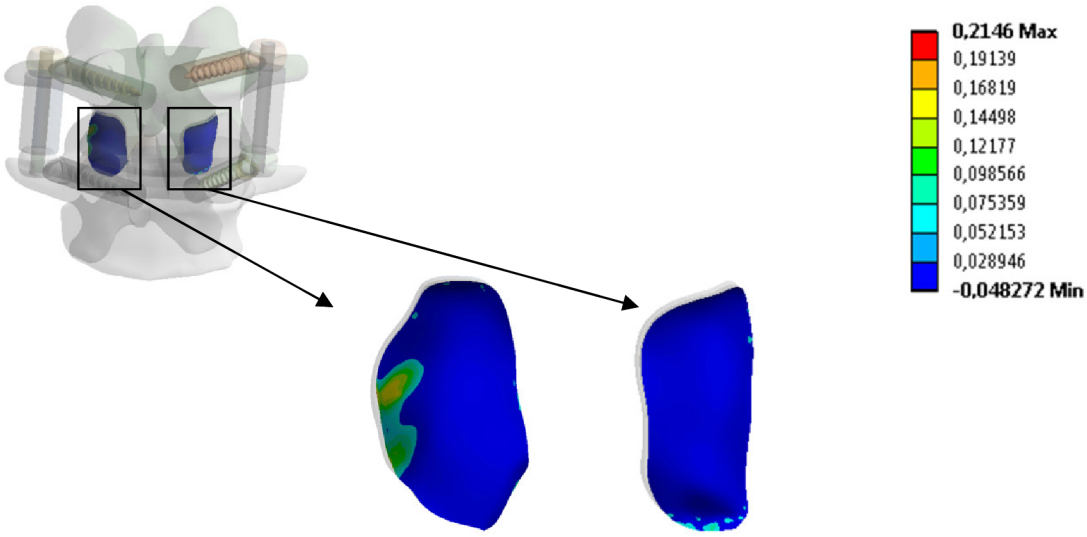
13.3.4. Analýza kontaktních tlaků u meziobratlových kloubů

Na Obr. 13.3.4.1. a 13.3.4.2. jsou vykresleny kontaktní tlaky na kloubních chrupavkách v případě fyziologického segmentu a segmentu s poddajným fixátorem. V důsledku torzního namáhání dojde v obou případech k mechanické interakci pravého kloubního výběžku obratle L4 s pravým kloubním výběžkem obratle L5.

Z vykreslených hodnot je patrné, že místa vzájemného kontaktu obou chrupavek fyziologického segmentu a segmentu s fixátorem zůstávají totožná. Maximální hodnoty kontaktního tlaku jsou 0,29 a 0,21 MPa.



Obr. 13.3.4.1. – kloubní chrupavky fyziologického segmentu – kontaktní tlak [MPa]



Obr. 13.3.4.2. – kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem – kontaktní tlak [MPa]

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

V kapitole 11.3. 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.

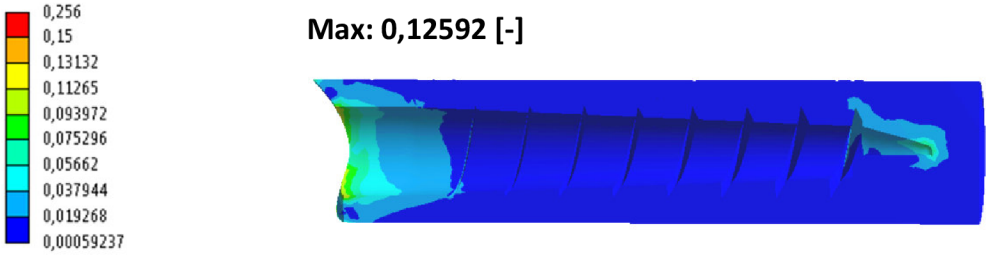
Řešení bylo provedeno na výpočtovém modelu páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem s předepsaným zatížením způsobujícím kompresi - 1 mm a na segmentu s fixátorem s předepsaným zatížením způsobujícím flexi o velikosti 2°. Při řešení jednotlivých případů byla ve výpočtovém modelu postupně nastavena hodnota předpětí tkalonu na 0 N, 300 N a 600 N.

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

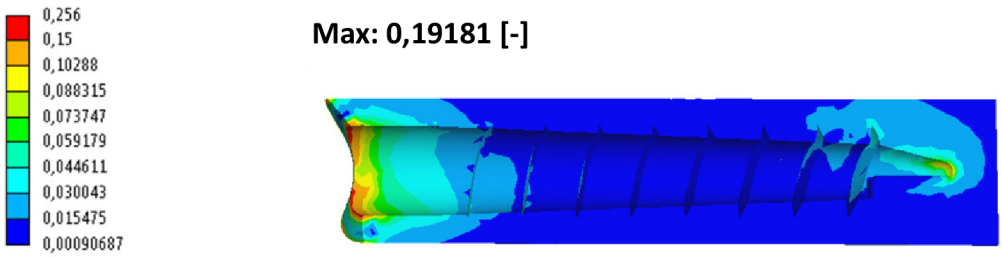
Z uvedené prezentace výsledků pro jednotlivé varianty zatížení je zřejmé, že zatížení páteřního segmentu vyvolávající flexi způsobuje největší namáhání jak šroubů, tak i okolní kostní tkáně.

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.

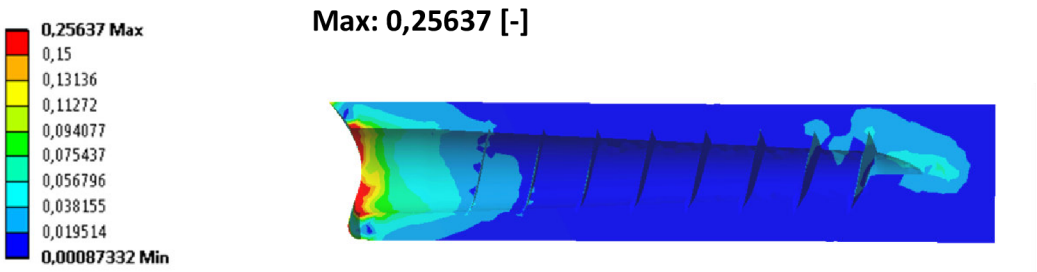
Prezentovanou a vyhodnocovanou veličinou je intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L. Pro snadnější posouzení výsledků byla při grafickém znázornění pro všechny hodnoty předpětí tkalonu nastavena téměř stejná stupnice. Maximální hodnota velikosti intenzity přetvoření je vždy uvedena nad obrázkem.



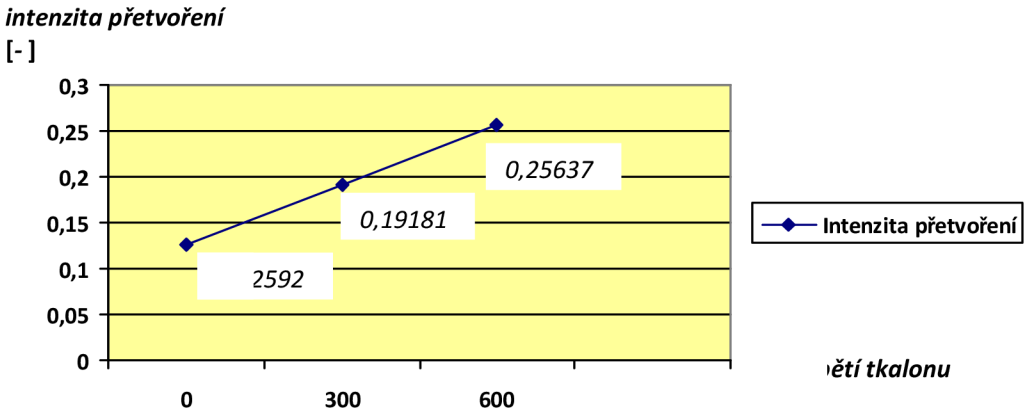
Obr. 13.4.1.1. – intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 0 N



Obr. 13.4.1.2. – intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 300 N



Obr. 13.4.1.3. – intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 600 N



Graf. 13.4.1.1. – závislost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L na předpětí tkalonu při flexi

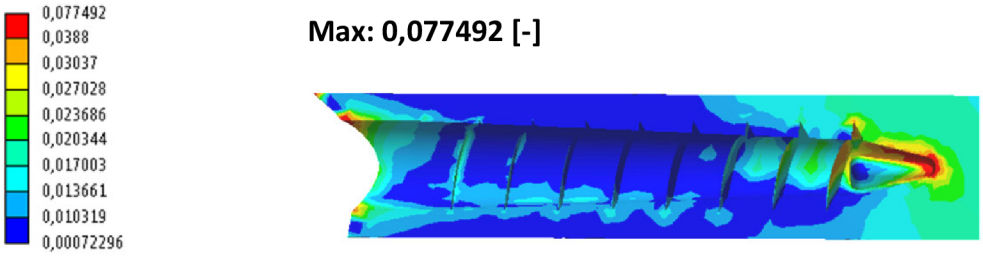
Z vykreslených obrázků 13.4.1.1. až 3. je patrné, že s rostoucí hodnotou předpětí tkalonu roste maximální hodnota intenzity přetvoření kostní tkáně. Velikost ovlivnění okolní kostní tkáně v místě vyústění šroubu z těla obratle i hodnoty intenzity přetvoření kostní tkáně postupně rostou. Závislost je 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.

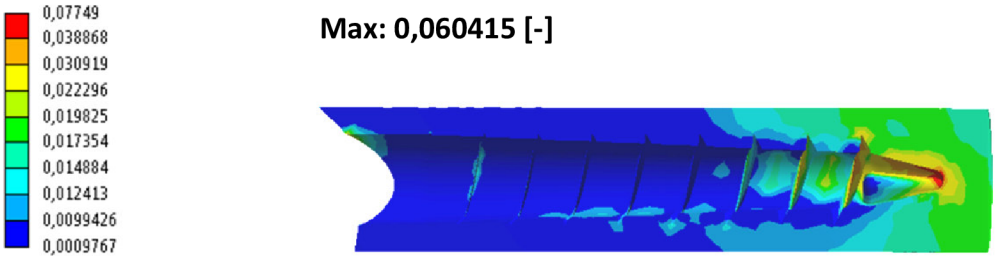
13.4.2. Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při kompresi

Prezentace výsledků v kapitole 13.1.3. ukázala na zvýšenou hodnotu intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při zatížení páteřního segmentu kompresí. Zatížení páteřního segmentu, při kterém dochází k jeho kompresi, je jedním z nejčastějších způsobů zatížení. Z tohoto důvodu má význam se danou analýzou zabývat. Zvýšené hodnoty intenzity přetvoření se vyskytovaly zejména v okolí špičky šroubu a na hranách koncových závitů.

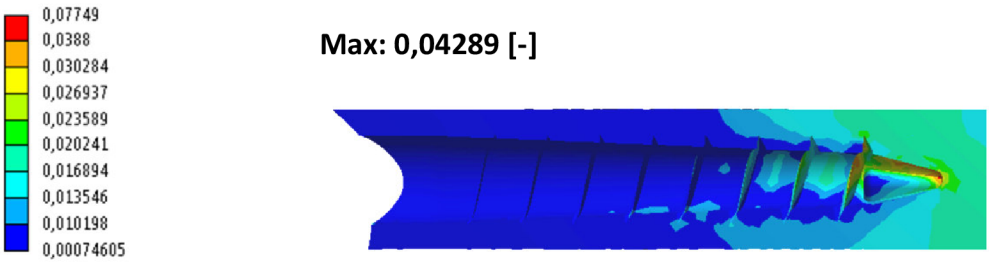
Prezentovanou a vyhodnocovanou veličinou je intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L. Pro posouzení byla při grafickém znázornění výsledků pro všechny hodnoty předpětí tkalonu nastavena téměř stejná stupnice. Maximální hodnoty velikosti intenzity přetvoření jsou uvedeny nad obrázky.



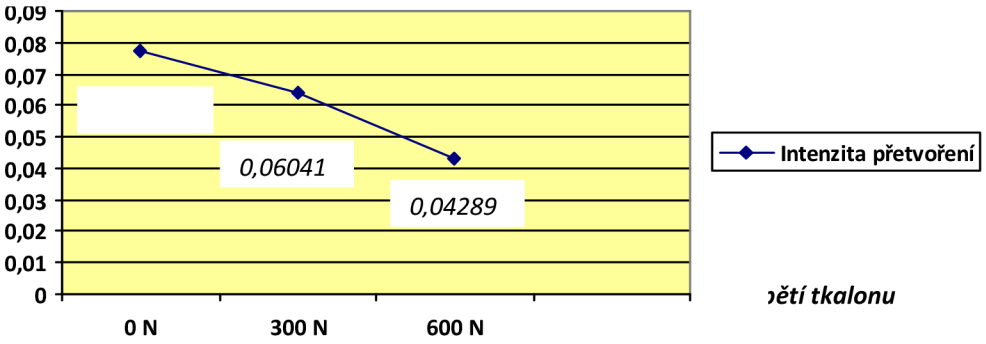
Obr. 13.4.2.1. – intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při předpětí 0 N



Obr. 13.4.2.2. – intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při předpětí 300 N



Obr. 13.4.2.3. – intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při předpětí 600 N



Graf. 13.4.2.1. – závislost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L na předpětí tkalonu při kompresi

Z vykreslených obrázků 13.4.2.1. až 3. je patrné, že s rostoucí hodnotou předpětí klesá maximální hodnota intenzity přetvoření kostní tkáně. Velikost ovlivnění okolní kostní tkáně v místě špičky šroubu a závitů šroubů se postupně zmenšuje a hodnoty intenzity přetvoření klesají. Tento jev je také patrný v místě vyústění šroubu z těla obratle, kdy při vyšší hodnotě předpětí není hodnota intenzity přetvoření již významná.

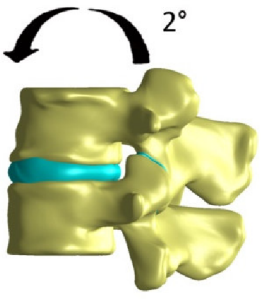
Z grafu 13.4.2.1. je patrné, že funkční závislost má v tomto případě opačný průběh než při flexi. Velikost intenzity přetvoření kostní tkáně při kompresi se zvyšováním předpětí tkalonu klesá.

Rozdílný vliv předpětí na maximální hodnotu intenzity přetvoření při kompresi a flexi je logický. Při flexi dochází k oddálení hlavic transpedikulárních šroubů a tím napětí v tkalonu roste, tedy hodnota napětí v tkalonu je větší než hodnota vyvolaná předpětím. V případě komprese se hlavy transpedikulárních šroubů přibližují, hodnota napětí v tkalonu vzhledem k předpětí klesá.

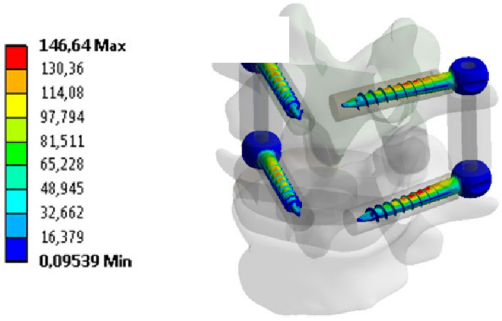
13.4.3. Prezentace výsledků a analýza vlivu velikosti předpětí tkalonu na velikost redukovaného napětí HMH šroubů při flexi

U páteřního segmentu s poddajným fixátorem se nejvyšší hodnoty redukovaného napětí HMH šroubů vyskytovaly v případě segmentu se zatížením způsobujícím flexi. Z napěťové analýzy transpedikulárních šroubů v kapitole 13.2.2. je patrný ohybový charakter namáhání šroubů.

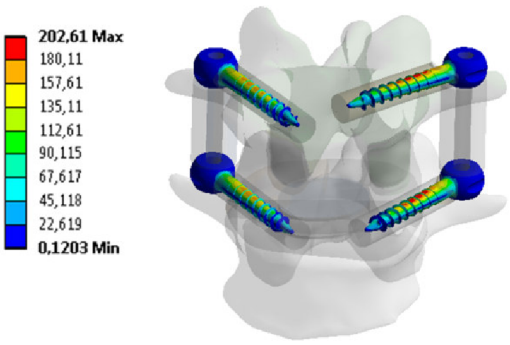
Prezentovanou a vyhodnocovanou veličinou je redukované napětí HMH na šroubech fixátoru. Změna redukovaného napětí v závislosti na hodnotě předpětí je vynesena do grafu 13.4.3.1..



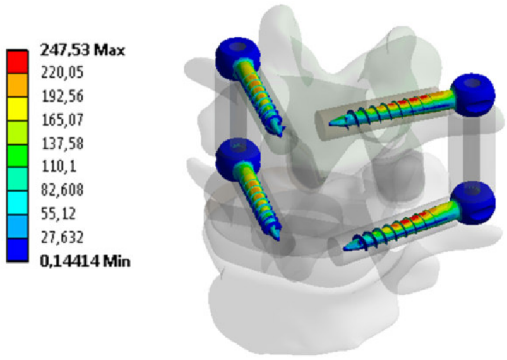
Obr. 13.4.3.1. – znázornění zatížení



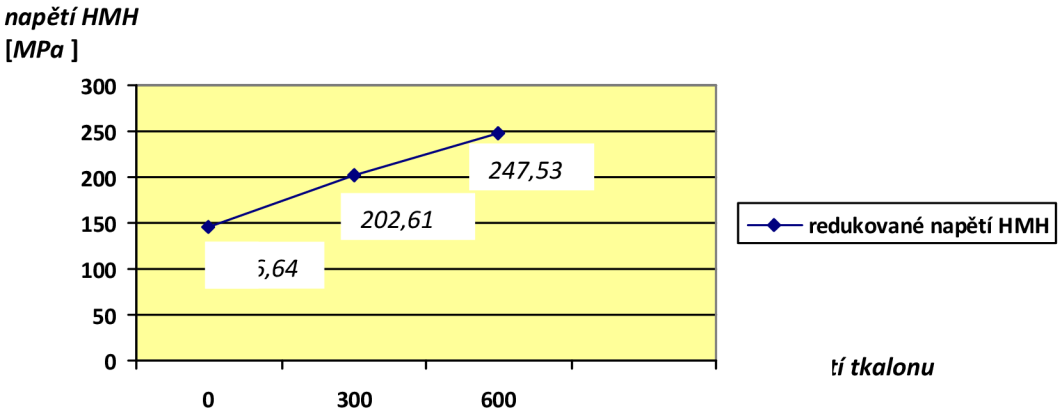
Obr. 13.4.3.2. – napětí HMH šroubů při předpětí tkalonu 0 N



Obr. 13.4.3.3. – napětí HMH šroubů při předpětí tkalonu 300 N



Obr. 13.4.3.4. – napětí HMH šroubů při předpětí tkalonu 600 N



Graf. 13.4.3.1. – závislost redukovaného napětí HMH šroubů na předpětí tkalonu při flexi

Z výsledků řešení znázorněných v grafu 13.4.3.1. vyplývá, že při zvyšování hodnoty předpětí tkalonu fixátoru roste redukované napětí HMH šroubů. Průběh této závislosti je téměř lineární. Maximální hodnota redukovaného napětí 247,53 MPa se vyskytuje v případě nastavené hodnoty předpětí tkalonu 600 N a rovná se přibližně 35 % meze kluzu materiálu - 700 MPa [59].

13.5. 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 koncentrátory 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 šroubů dochází k náhlé změně tuhosti. Všechny tyto jevy způsobují koncentrátory napětí a přetvoření.

14 ZÁVĚR

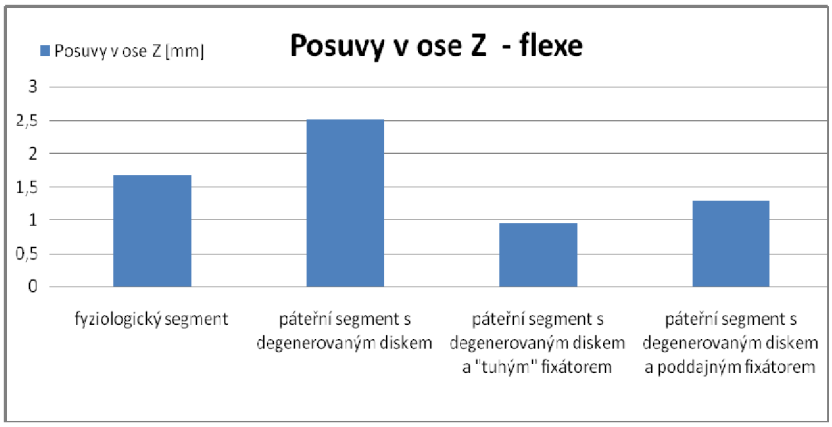
Cílem této práce bylo provedení mechanické studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem. Na jejím začátku byla provedena rešeršní studie z dostupných literárních zdrojů, která zjišťovala současnou úroveň vědeckých prací na dané téma. Dále byl zpracován úvod do anatomie, mechanických vlastností, 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. Ten zahrnuje dva sousední bederní obratle L4/5, meziobratlový disk, chrupavky meziobratlových kloubů a poddajný fixátor. 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:

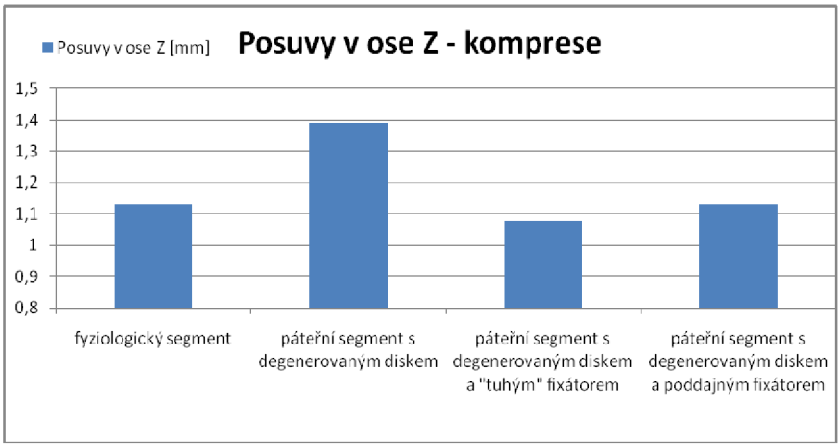
Při porovnání posuvů segmentů se zdravým a degenerovaným diskem a segmentů s aplikovaným "tuhým" a poddajným fixátorem je patrné, že při aplikaci poddajného fixátoru dochází ke stabilizaci porušeného segmentu a k částečnému zachování jeho pohyblivosti. Ve všech řešených variantách se hodnoty posuvů v 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 14.1.). Z toho lze usuzovat, že fixace zabrání útlaku nervových struktur.



Graf. 14.1. – znázornění 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 (viz. graf 14.2.).



Graf. 14.2. – znázornění posuvů v ose z [mm] pro případy páteřního segmentu při kompresi

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 páteřního 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. [59], 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 201 800.10^{-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 koncentrátory 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, 191 810.10^{-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 HMH 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.

15 POUŽITÁ LITERATURA

[1] ACAROGLU, E.R. Degeneration and aging affect the tensile behaviour of human lumbar Anulus Fibrosus. *Spine*, 1995, Vol.20, pp. 2690-270.

[2] ADAM, C. J.; PEARCY, M.J.; ASKIN, G.N. Patient-Specific Finite Element Analysis of Single Rod Adolescent Idiopathic Scoliosis Surgery. Paediatric Spine Research Group, Queensland University of Technology and Mater Hospitals Brisbane, Australia.

[3] AKKAS, N. Progress in biomechanics. *NATO Advanced Study Institute*, 1978, Ankara, Turkey. ISBN 90 286 0479 0.

[4] Ansys: Release 12.0 Documentation for Ansys.

[5] 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.

[6] 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.

[7] BASTIAN, L.; LANGE, U.; KNOP, C. Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. *Eur Spine J*., 2001, No. 10, pp. 295–300.

[8] Biomet website [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://fr.biomet.be/befr-medical/befr-spine/befr-neolif

[9] BOGDUK, N. Diagnosing lumbar zygapophysial joint pain. *Pain Medicine,* 2005, Vol.6, Num.2.

[10] BOGDUK, N.; TWOMEY, L.T. Clinical anatomy of the lumbar spine. Churchill Livingstone, UK, 1987. ISBN 0-443-03505-9.

[11] BOUDA, T.; HORÁK, Z. Numerical Analysis of the Posterior Fixation System. *Bulletin of applied mechanics*, 2009,5(20), 73-77.

[12] BRADFORD, D.S.; HU, S. Intervertebral disc replacement [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article42.html

[13] BRIDWELL, K. Intervertebral disc [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article1431.html

[14] CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, The mechanical properties of biological materials, Symposia of the society for experimental biology, number XXXIV, Cambridge, 1980. ISBN 0 521 23478 6.

[15] 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.

[16] Characterizing mechanical properties of cartilage in situ [online]. 2006. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: www.bose-electroforce.com

[17] 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.

[18] CHRISTIE, S.D.; SONG, J. K.; FESSLER, R.G. Dynamic interspinous process technology. *Spine* (Phila Pa 1976.), 2005, Vol. 30(16 Suppl), pp- S73-S78.

[19] 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.

[20] CIENCIALA, J.; CHALOUPKA, R.; REPKO, M.; KRBEC, M. Ošetření degenerativního onemocnění bederní páteře metodou dynamické neutralizace systémem Dynesys [online]. Ortopedická klinika FN Brno. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.achot.cz/detail.php?stat=374

[21] 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.

[22] DAI, Y. Subject-specific computational modeling of spinal constructs. Ph.D. Thesis. Graduate School of the University of Notre Dame, Indiana. 2009. 113 p.

[23] DAVIS, R.J. Lumbar dynamic stabilization. Greater Baltimore Neurosurgical Associates, 2009.
[24] DEKUTOSKI, M.B.; SCHENDEL, M.J.; OGILVIE, J.W. Comparison of in vivo and in vitro adjacent segment motion after lumbar fusion. *Spine* [online], 1994; No. 19, pp. 1745–1751.
[25] Dynesys® Dynamic Stabilization System [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.zimmer.com/z/ctl/op/global/action/1/id/9165/template/IN
[26] Dynesys Spinal System - Executive Summary [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.fda.gov/downloads/advisorycommittees/committeesmeetingmaterials/medicaldevices/medicaldevicesadvisorycommittee/orthopaedicandrehabilitationdevicespanel/ucm188600.pdf
[27] EL-RICH, M.; ARNOUX, P.J.; AUBIN, C.E.; VILLEMURE, I.; BRUNET, C. Advanced Modeling of Lumbar Motion Segment for Trauma Applications. LBA-INRETS, Faculté de Médecine, Secteur Nord, FRANCE.
[28] FDA Executive Summary for Zimmer Spine's Dynesys Spinal System. Orthopedic and Rehabilitation Devices Panel [online], 2009. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.fda.gov/downloads/advisorycommittees/committeesmeetingmaterials/medicaldevices/medicaldevicesadvisorycommittee/orthopaedicandrehabilitationdevicespanel/ucm188734.pdf
[29] FREEMAN, M.A.R. Adult articular cartilage. Alden & Mowbray Ltd, GB, 1973. ISBN 0 273 00092 6.
[30] FROST, H.M. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 275(2).
[31] FUJIWARA, A.; LIM, T.H.; AN, H.S. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine*, 2000, No. 25, pp. 3036–3044.
[32] FUNG, Y.C. Mechanical Properties of Living Tissues . New York, Springer – Verlag 1994, second Edition.
[33] 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.
[34] GOEL, V.K.; KIAPOUR, A.; METHA, A. A biomechanical investigation of 3 types of spinal implants: Motion preventing (Fusion), motion preserving and dynamic stabilization (DYNESYS). Engineering Center for Orthopaedic Research Excellence, University of Toledo, Toledo, OH.
[35] HABERL, H.; CRIPTON, P.A.; ORR, T.E. Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/extension. *Eur Spine Journal*, 2004, 13: 560-566.
[36] HERZOG, W. Clinical biomechanics of spinal manipulation. Churchill Livingstone, Philadelphia, Pennsylvania, 2000. ISBN 0-443-07808-4.
[37] 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
[38] HOLZAPFEL, A.; SCHULZE-BAUER, A. J. Assessment of a Spinal Implant by Means of Advaced FE Modeling of Intact Human Intervertebral Disis. Graz University of technology, Institute for Structural Analysis, 2002.
[39] HUDEČEK, D. Deformačně napěťová analýza páteřního obratle s různou úrovní geometrického modelu. Diplomová práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2003. 62 s.
[40] HUDEČEK, D. Deformačně napěťová analýza páteřního prvku, Pojednání ke státní doktorské zkoušce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2006. 55 s.
[41] HUMPHREYS, S.C.; JASON, C. Clinical evaluation and treatment options for herniated lumbar disc. *American Family Physician*, 1999, Vol.59, No.3.
[42] IATRIDIS, J.C.; GWYNN, I. Mechanism for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*,2005, no.38, pp. 557-565.
[43] IATRIDIS, J.C.; MACLEN, J.J.; RYAN, D.A. Machanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading. *Journal of Biomechanics* , 2005, no. 38, pp. 557-565.
[44] Internal Disc Disruption (AKA - IDD): A General Overview [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.chirogeek.com/003_IDD-Tutorial.htm
[45] JAHNG, T.A.; KIM, Y.E.; MOON, K.Y. Comparison of the biomechanical effect of pedicle-based dynamic stabilization: a study using finite element analysis. *The Spine Journal* , 2013, Vol. 13, pp. 85–94.
[46] KANAYAMA, M.; TOGAWA, D.; HASHIMOTO, T. Motion-preserving surgery can prevent early breakdown of adjacent segments: Comparison of posterior dynamic stabilization with spinal fusion. *J Spinal Disord.Tech.,* 2009, Vol. 22(7), pp. 463-467.
[47] KERIN, A.J.; WISNOM, M.R.; ADAMS, M.A. The compressive strength of articular cartilage. *Institution of Mechanical Engineers*, 1998, Vol. 212 part H.

[48] Krajská nemocnice T. Bati, a. s.: Průvodce pacienta operační léčbou degenerativního onemocnění páteře [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.kntb.cz/pruvodce-pacienta-operacni-lecbou-degenerativni-onemocneni-patere

[49] KŘEN, J.; ROSENBERG, J.; JANÍČEK, P. Biomechanika. Fakulta aplikovaných věd, Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997.

[50] KUMARESAN, S.; YOGANANDAN, N.; PINTAR, F.A.; MAIMAN, D.J. Biomechanical study of pediatric human cervical Spine: A finite element approach. *Journal of Biomechanical Engineering,* Jan 2000, vol. 122/61.

[51] KUO, CH. S.; HU, H.T.; LIN, R.M. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study. BMC Musculoskeletal Disorders 2010.

[52] KURUTZ, M. Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine. Budapest University of Technology and Economics, Hungary.

[53] KVAPILOVÁ, **I.; FORMÁNKOVÁ, J. Možnosti náhrady poškozené části obratlového těla u předního přístupu páteře** [online]**. Krajská nemocnice Liberec.** [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.zdn.cz/clanek/sestra/moznosti-nahrady-poskozene-casti-obratloveho-tela-u-predniho-pri-435461

[54] LIEBSCHNER, M.A.; KOPPERDAHL, D.L.; ROSENBERG, W.S.; KEAVENY, T.M. Finite Element Modeling of the Human Thoracolumbar Spine, *SPINE* vol 28, 2003.

[55] LITTLE, J.S.; KHALSA, P.S. Material Properties of the Human Lumbar Facet Joint Capsule. *Journal of Biomechanical Engineering*, February 2005, 127(1): 15–24.

[56] MACHÁNĚ, T. Deformačně napěťová analýza páteřního prvku, Diplomová práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2003. 51 s.

[57] MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z. Výukový materiál pro stoma-tologickou biomechaniku [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/

[58] MARSHALL EDITION Ltd. Lidské tělo. Cesty, 1996, (třetí vydání), London, přeložil a upravil Mgr. Jaroslav Hořejší. ISBN 80-7181-093-2.

[59] MatWeb, Source for Materials Information [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.matweb.com/

[60] Mechanical properties of bone [online]. 2006. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.feppd.org/ICB - Dent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/mech/basic_bone.htm#structure

[61] Mechanické vlastnosti kostní tkáně [online]. 2006. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_tkane_kostni.php

[62] Medica, spol. s r.o. Páteřní implantáty. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://medica.byl.cz/implantaty.html

[63] MLČOCH, Z. Bolest zad, příčiny vzniku bolestí zad, anatomie a funkce páteře [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/neurologie-nemoci-vysetreni/bolest-zad-priciny-vzniku-bolesti-zad-anatomie-a-funkce-patere

[64] MOSNIER, T.; GILLE, O.; POMERO, V. The effect of different techniques of decompression of spinal stenosis on lumbar spine biomechanical properties for different vertebral levels. *Computer Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering,* 2005, Supplement 1, 203-204.

[65] MOUMENE, M.; AFSHARI, P. Stabilization of lumbar spine in non-fusion technique with flexible rod and mobile screws system: A finite element study. EuroSpine 2011 Milan, Italy – October 19-21.

[66] MÜLLER, W. Dynamic Re-stabilization of Spinal Segments. *Sulzer Technical Review,* 1 / 9 9.

[67] NETTER, F.H. ; HANSEN, J.T. Anatomický atlas člověka. *University of Rochester school of Medicine and Dentistry*, 2010, 3. české vydání.

[68] NIGG, M.; HERZOG, W. BIOMECHANICS of the musculo-skeletal System. Bookcraft, Avon, GB, 1999, second edition. ISBN 0 471 97818 3.

[69] NIOSI, CH. A.; WILSON, D. C.; ZHU, Q. The Effect of Dynamic Posterior Stabilization on Facet Joint Contact Forces. *SPINE*, 2008, Volume 33, Number 1, pp 19–26.

[70] 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.

[71] NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. *Publisher Lea & Febiger* , Edition 2nd ed., 1989. ISBN 0-8121-1227-X.
[72] OLIWER, J.; MIDDLEDITCH, A. Functional anatomy of the spine. Butterworth-Heinemann Ltd, 1991. ISBN 0 7506 0052 7.
[73] PALEPU, V.; KODIGUDLA, M.; GOEL, V.K. Biomechanics of Disc Degeneration. Colleges of Engineering and Medicine, University of Toledo, 2010.
[74] 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.
[75] 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.
[76] 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.
[77] PUTZ, R.; PABST, R. Sobotta – Altas of human Anatomy. *Lippincott William and Wilkins* – A Wolters Kluwer CompanyVolume 2 Trunk, 21. edice, 2000. ISBN 3-437-41950-1.
[78] ROBERTS, S.; EVANS, E.H.; KLETSAS, D. Senescence in human intervertebral discs. *Eur Spine Journal* , 2006, no. 15, Suppl.3: S312-S316.
[79] ROBERTS, S.; EVANS, E.H.; TRIVEDI, J. Histology and pathology of human intervertebral disc. *Journal of Bone & Joint Surgery*, Apr2006, American Volume; Suppl., Vol. 88, p10-14, 5p.
[80] ROHLMANN, A; CALISSE, J.; BERGMANN, G. Internal spinal fixator stiffness has only a minor influence on stresses in the adjacent discs. *Spine*, 1999, No. 24, pp. 1192–1195.
[81] ROHLMANN, A; NELLER, S.; BERGMANN, G. Effect of an internal fixator and a bone graft on intersegmental spinal motion and intradiscal pressure in the adjacent regions. *Eur Spine J.*, 2001; No. 10, pp. 301–308.
[82] ROHLMANN, A.; ZANDER, T.; SCHMIDT, H. Analysis of the influence of the disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *Journal of Biomechanics*, 2006, no. 39, pp. 2484-2490.
[83] ROSIAK, J.M. Intervertebral disc implants [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.mitr.p.lodz.pl/biomat/jmrosiak.html
[84] SAHAI, A.; KONDRASHOV, D.G.; HANNIBAL, M.; SHU*, .; ZUCHERMAN,* J. Lumbar Spinal Fusion Alternatives -Review of Emerging Spinal Technologies. St. Mary's Spine Center, San Francisco.
[85] 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.
[86] SCHLEICHER, P.; GERLACH, R.; SCHÄR, B. Biomechanical comparison of two different concepts for stand alone anterior lumbar interbody fusion. *Eur Spine Journal*, DOI 10.1007/s00586-008-0797-4
[87] SCHMOELZ, W.; HUBER, F.J. ; NYDEGGER, T. Dynamic Stabilization of the Lumbar spine and its Effect on Adjacent Segments. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 2003, Vol. 16, No. 4, pp. 418–423.
[88] SCHNAKE, K.J.; PUTZIER, M.; HAAS,N. Mechanical concept of disc regeneration. *Eur Spine Journal*, 2006, 15 Suppl.3: S354-S360.
[89] SCHROEDER, Y.; WILSON, W.; HUYGHE, J. Osmoviscoelastic finite element model of intervertebral disc. *Eur Spine Journal* , 2006, 15, Suppl.3: S361-S371.
[90] SHIRAZI-ADL, A.; DROUIN, G. Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *Journal of Biomechanics*, 1987, no. 20(6), pp. 601-613.
[91] SONG, J.; BARREY, C. Y.; PONNAPPAN, R. K. Pedicle screw-based dynamic stabilization of the lumbar spine, *Pan Arab Journal of Neurosurgery*, 2010, Vol. 14, No. 1.
[92] STOLL, T.M.; DUBOIS, G.; SCHWARZENBACH, O. The dynamic neutralization systém of the spine: a multi-center study of a novel non-fusion systém. *Eur. Spine Journal*, 2002, 11: suppl. 2, pp. 170–178.
[93] STREMPEL VON, A.; MOOSMANN, D.; STOSS, C.; MARTIN, A. Stabilisation of the Degenerated Lumbar Spine in the Nonfusion Technique with cosmic Posterior Dynamic System, Academic Teaching Hospital, Feldkirch, Austria
[94] Surgical Technique: Dynamic Stabilization System [online]. Zimmer Spine, Inc.. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: www.zimmerspine.com
[95] SZPALSKI, M.; GUNZBURG, R.; HUEC, L. Nonfusion Technologies in Spine Surgery. 2007, 1st Edition, Lippincott Williams & Wilkins.

[96] ŠRÁMEK, J. Degenerativní postižení páteře [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.spinesurgery.cz/disability.html

[97] ŠTĚPÁNEK, J. Deformačně napěťová analýza lumbálního osteoporotického obratle, Diplomová práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2002. 52 s.

[98] TEO, E.C.; LEE, K.K.; NG, H.W.; QIU, T.X.; YANG, K. Determination of load transmission and contact force at facet joints of L2-L3 motion segment using FE method. *Journal of Musculoskeletal Research*, 2003, Vol.7, No.2, 97-109.

[99] TEO, E.C.; LEE, K.K.; QIU, T.X. The biomechanics of lumbar graded facetectomy under anterior-shear load. *IEEE Trans.Biomed.Eng,* 2004, Vol. 51(3), pp. 443-449.

[100] THOMPSON, R.E.; PEARCY, M.J.; BARKER, T.M. The mechanical effects of intervertebral disc lesions. Clin.Biomech. 2004, Bristol., Avon., No. 19 (5), pp. 448-455.

[101] TOŠOVSKÝ, J. Zjišťování mechanických vlastností páteřního prvku s aplikovaným fixátorem, Disertační práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2007. 163 s.

[102] TOŠOVSKÝ, J.; NÁVRAT, T. Deformačně napěťová analýza páteřního prvku s aplikovaným fixátorem MACS^{TL} – Twin Screw, Ústav mechaniky těles FSI VUT Brno, 2004.

[103] TYNDYK, M.A.; BARRON, V.; MCHUGH, P.E.; O´MAHONEY, D. Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2007, Vol. 9, No. 1.

[104] URBAN, J.P.G.; ROBERTS, S.; RALPHS, J.R. The nukleus of the intervertebral disc from development to degeneration [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://icb.oxfordjournals.org/cgi/content/full/40/1/53

[105] (147) U.S. National Library of Medicine: The Visible Human Project [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.nlm.nih.gov/research/visible/

[106] VENA, P.; FRANZOSO, G.; GASTALDI, D. A finite element model of the L4-L5 spinal motion segment: biomechanical compatibility of an interspinous device. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2005, Vol. 8, No, I..

[107] VENDOLSKÝ, T. Deformačně napěťová analýza páteřního segmentu s fixátorem [online], Diplomová práce, Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno, 2006. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.umt.fme.vutbr.cz/umtmb/diplomky6/Vendolsky.pdf

[108] VIGUÉ, J.; ORTE, E.M. Atlas lidského těla. *Rebo production*, 1.vydání, 2005. ISBN 80-7234-408-0.

[109] VIRGIN, W.J. Experimental investigations onto the physical properties of the intervertebral disc. *Journal of Spine*, Vol. 33B, No. 1951.

[110] VISHNUBHOTLA, S.L.; GOEL, V. K.; VADAPALLI, S. Dynamic fixation systems compared to the rigid spinal instrumentation Finite element investigation. Spine Research Center, University of Toledo, and Medical College of Ohio, Toledo, OH.

[111] 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.

[112] WENDSCHE, P. Léčení úrazů krční páteře [online]. [cit. 2014-02-21]. Dostupné z: http://www.spine.cz/index.php/cs/standardy/leceni-urazu-krcni-patere

[113] When You Have a Herniated Disc. *American Family Physician*, 1999, Vol.59, No.3.
White, A.A.; Panjabi, M.M. The basic kinematics of the human spine: a review of past and current knowledge. *Spine*, 1978, Vol. 8, pp 12-20.

[114] ZHANG, J.Y.; MERKLE, A. C.; WARD, E. E. A High-Fidelity Model for Lumbar Spine Injury Investigation during Under Body Blast Loading. The Johns Hopkins University Applied Physics Laboratory, USA, 2010.

[115] ZHANG, H.Y.; PARK, J.Y.; CHO, B.Y. The BioFlex System as a Dynamic Stabilization Device: Does It Preserve Lumbar Motion?. *J Korean Neurosurg Soc* , 2009, No. 46, pp. 431-436.

[116] ZHONG, Z.C.; CHEN, S.H.; CHEN, W.J.; HUNG, C. Comparison of the load and displacement controlled finite element analyses on fusion and non-fusion spinal implants. Department of Mechanical Engineering, National Chiao Tung University, Hsinchu, Taiwan.

[117] ZHONG, Z.C.; LIU, C.L.; HSU, H.W. Effect of Cord Pretetion 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.

16 PUBLIKAČNÍ ČINNOST

2011

Konferenční příspěvky

MANEK, F.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; VALÁŠEK, J. **Stress Strain Analysis of Human Wrist and Interaction between Carpal Bones**. In *13th Conference APPLIED MECHANICS 2011.* Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 135-138. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J.; FLORIAN, Z.; MARCIÁN, P.; ŘEHÁK, K.; MANEK, F. **Stress Strain Analysis of Human Wrist and Interaction between Carpal Bones**. In *13th Conference APPLIED MECHANICS 2011.* Velké Bílovice: Ústav fyziky materiálů AV ČR, 2011. s. 119-122. ISBN: 978-80-87434-03- 1.

VALÁŠEK, J.; MARCIÁN, P.; KRPALEK, D.; ŘEHÁK, K.; MANEK, F.; FLORIAN, Z. **Stress Strain Analysis Of Restored First Molar With Cavity Of Class I**. In *Engineering Mechanics 2011, 17th International Conference.* Svratka: Institute of Thermomechanics, 2011. s. 635-638. ISBN: 978-80-87012-33- 8.

2012

Recenzované časopisy

MANEK, F.; **,**MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; VALÁŠEK, J.; EBRINGEROVÁ, V. ***Biomechanical Study of Lumbar Spinal Fixation Device***, Applied Mechanics and Materials Journal, 2012, in press, ISSN: 1660-9336

17 PŘEHLED POUŽITÝCH OBRÁZKŮ A TABULEK

17.1. Seznam použitých obrázků

Obr. 2.1.	útlak míšních kořenů	14
Obr. 2.2.	speciální fixátory: (A) tuhý fixátor - Rigid Rod System, (B) poddajný fixátor - Dynesys [114]	14
Obr. 6.1.1.	základní přehled rovin v anatomii [77]	33
Obr. 6.1.2.	základní pohyby trupu [77]	34
Obr. 6.4.1.	pohybový segment páteře [10], [77]	35
Obr. 6.5.1.	rozdělení obratle [10]	35
Obr. 6.7.1.1.	meziobratlový disk [77]	37
Obr. 6.7.1.2.	meziobratlové disk bederního obratle [36]	37
Obr. 6.7.2.1.	meziobratlové klouby bederního obratle [10]	38
Obr. 6.7.2.2.	řez meziobratlovým kloubem a detail otvorů kapsule pro výměnu tuků [10]	38
Obr. 6.8.2.1.	trámečky spongiózní kostní tkáně [10]	40
Obr. 7.2.1.	trámečky spongiózní kostní tkáně [10]	41
Obr. 7.2.2.	orientace trámečků spongiózy podle směru hlavních napětí [10]	42
Obr. 7.2.3.	krátké svaly páteře upnuté k výběžkům obratlů [36]	42
Obr. 7.3.1.	schéma meziobratlového disku v segmentu páteře [36]	43
Obr. 7.3.2.	struktura anula fibróza [10]	43
Obr. 7.3.3.	lamelová struktura anula fibróza [10]	44
Obr. 8.1.1.	základní složky pohybu páteře [36]	45
Obr. 8.2.1.	změna výšky člověka v průběhu dne [72]	46
Obr. 8.2.2.	pohyb páteřního segmentu při kompresi [10]	46
Obr. 8.3.1.	naklonění páteře při flexi [10]	47
Obr. 8.3.2.	pohyb obratlů při flexi [10]	47
Obr. 8.5.1.	pohyb segmentu při rotaci [10]	48
Obr. 8.7.1.	rozsah jednotlivých složek pohybu páteře [68]	49
Obr. 8.9.1.	rozsahy pohybů v případě operovaného segmentu L3-L4 (A) a v případě přilehlého segmentu L2-L3 (B). Zobrazené hodnoty prezentují medián a odchylku v šesti testovaných vzorcích. [87]	52
Obr. 8.9.2.	testovací zařízení. Zadní pohled na páteřní segment s aplikovaným fixátorem Dynesys. [92]	53
Obr. 8.9.3.	procentuální porovnání změny rozsahu pohybů u porušeného páteřního segmentu a segmentů se třemi způsoby stabilizace vztažené k jeho fyziologickému stavu [114]	54
Obr. 8.10.1.	trajektorie okamžitého středu otáčení v rozsahu pohybu z maximální extenze do maximální flexe	55
Obr. 8.11.1.	schematické znázornění omezení pohybu obratlů v důsledku natočení kloubních ploch u segmentů bederní páteře [10]	55
Obr. 9.1.1.	vyhřeznutí jádra do páteřního kanálu [77]	57
Obr. 9.2.1.	porušení chrupavčité desky [10]	58
Obr. 9.3.1.	poranění kloubních výběžků a disku vlivem torze [10]	58

Obr. 9.5.1.	degenerativní stavy páteřního segmentu: A - Spondylolistéza - vzájemné posunutí obratlů, B - stenóza - zúžení páteřního kanálu, C - hypertrofie - nadměrný růst meziobratlového kloubu	60
Obr. 10.1.1.	kortikospongiózní štěp vložený do intervertebrálního prostoru [53]	61
Obr. 10.1.2.	(A) náhrada meziobratlového disku kombinací titanové klece s kostním štěpem, (B) ukázka meziobratlové klece NeoLif [8]	62
Obr. 10.2.1.	transpedikulární fixační implantát: (A) fixátor s tuhou tyčí - Rigid Rod System, (B) fixátor s pružným elementem - Dynesys [114]	62
Obr. 10.3.1.1.	transpedikulární fixátor Dynesys	63
Obr.10.3.2.1.	interspinózní rozpěrka Paradigm Coflex™	65
Obr. 10.3.3.1.	facetektomie - nahrazení meziobratlových kloubních výběžků fixačním zařízením - Anatomic Facet Replacement System [114]	66
Obr. 11.1	sestava poddajného fixátoru Dynesys	68
Obr. 11.1.1	ilustrativní obrázek fixátoru ISOBAR TTL	68
Obr. 11.2.1	ilustrativní obrázek fixátoru BioFLEX [91]	69
Obr. 11.3.1.	(A) destabilizovaný pohybový segment - meziobratlový disk tlačí na páteřní kanál, (B) stabilizovaný segment po aplikaci fixátoru Dynesys [26]	70
Obr. 11.3.2.1.	popis páteřního segmentu s fixátorem Dynesys	70
Obr. 11.3.2.2.	popis funkce fixátoru Dynesys při různých zatěžovacích stavech [100]	71
Obr. 11.3.2.3.	transpedikulární šrouby PET tkalon CPU rozpěrka	71
Obr. 11.3.3.1.	ilustrativní obrázek aplikace fixátoru Dynesys [19]	72
Obr. 12.1.1.1.	automatická segmentace - CT snímky, automaticky vybraná oblast, binární snímek (bílá – objekt, černá – pozadí)	73
Obr. 12.1.1.2	manuální segmentace – CT snímek, odebrání dat pomocí splajnu vytvořeného na základě ručního výběru bodů, výsledný obraz	74
Obr. 12.1.1.3.	a) příklady modelů geometrie části lidského těla vytvořených pomocí automatické segmentace b) model geometrie segmentu bederní páteře vytvořený kombinací automatické a ruční segmentace	74
Obr. 12.1.1.4.	model geometrie obratle L4	74
Obr. 12.1.2.1.	model meziobratlového disku	75
Obr. 12.1.3.1.	detaily stykových – kontaktních ploch meziobratlových kloubů dvojice chrupavek, chrupavky na povrchu obratlů	76
Obr. 12.1.3.2.	model geometrie fyziologického páteřního segmentu	76
Obr. 12.1.4.1.	vytvoření modelu geometrie fixátoru v programu SolidWorks	77
Obr. 12.1.4.2.	kompletní model geometrie poddajného fixátoru	77
Obr. 12.1.4.3.	kompletní model geometrie páteřního segmentu s fixátorem	78
Obr. 12.2.1.	zobrazení apofyziálního prstence, chrupavčité desky a rozdělení disku	79
Obr. 12.2.2.	hodnoty materiálových charakteristik jednotlivých lamel prstence disku [40]	79
Obr. 12.2.3.	pracovní diagram tkalonu - tahová zkouška [19]	80
Obr. 12.2.4.	pracovní diagram distančního válečku - tlaková zkouška [19]	81
Obr. 12.3.1.	geometrie elementu SOLID 187 [4]	82
Obr. 12.3.2.	geometrie elementu SOLID 186 [4]	82
Obr. 12.3.3.	geometrie elementu SHELL 181 [4]	82
Obr. 12.3.4.	kompletní konečnoprvková síť páteřního segmentu s fixátorem	83
Obr. 12.3.5.	detaily konečnoprvkové sítě páteřního segmentu	84
Obr. 12.3.6.	detaily konečnoprvkové sítě transpedikulárních šroubů a okolí	84
Obr. 12.4.1.	geometrie elementů CONTA 174 a TARGE 170 [4]	85
Obr. 12.5.1.	model uložení páteřního segmentu	85

Obr. 13.1.	prahové hodnoty intenzity přetvoření pro různé stavy zatěžování [57]	88
Obr. 13.2.	popis označení jednotlivých prvků segmentu v prezentaci	88
Obr. 13.1.1.1.	schematické znázornění zatížení - komprese	89
Obr. 13.1.1.2.	posuvy v ose z fyziologického páteřního segmentu při kompresi	89
Obr. 13.1.1.3.	posuvy v ose z páteřního segmentu s degenerovaným diskem při kompresi	89
Obr. 13.1.1.4.	posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" fixátorem při kompresi	90
Obr. 13.1.1.5.	posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při kompresi	90
Obr. 13.1.1.6.	vektorové znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu při kompresi	91
Obr. 13.1.1.7.	celkové posuvy [mm] meziobratlového disku fyziologického segmentu při kompresi	91
Obr. 13.1.1.8.	vektorové znázornění celkových posuvů [mm] segmentu s poddajným fixátorem při kompresi	92
Obr. 13.1.1.9.	celkové posuvy [mm] meziobratlového disku segmentu s poddajným fixátorem	92
Obr. 13.1.1.10.	hodnoty posuvů v ose z pro fyziologický segment, segment s degenerovan. diskem a segment s aplikovaným poddajným fixátorem při kompresi	93
Obr. 13.1.1.11.	vektorové znázornění celkových posuvů [mm] šroubů poddajného fixátoru při kompresi	93
Obr. 13.1.2.1.	redukované napětí HMH [MPa] šroubů při kompresi	94
Obr. 13.1.2.2.	redukované napětí HMH [MPa] distančních válečků při kompresi	94
Obr. 13.1.3.1.	vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kosti v okolí šroubu L4-L	95
Obr. 13.1.3.2.	vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kosti v okolí šroubu L4-P	95
Obr. 13.1.3.3.	vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kosti v okolí šroubu L5-L	96
Obr. 13.1.3.4.	vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kosti v okolí šroubu L5-P	96
Obr. 13.1.4.1.	kloubní chrupavky fyziologického segmentu – kontaktní tlak [MPa]	97
Obr. 13.1.4.2.	kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem – kontaktní tlak [MPa]	97
Obr. 13.2.1.1.	schematické znázornění zatížení - flexe	98
Obr. 13.2.1.2.	posuvy v ose z fyziologického páteřního segmentu při flexi	98
Obr. 13.2.1.3.	posuvy v ose z páteřního segmentu s degenerovaným diskem při flexi	98
Obr. 13.2.1.4.	posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" fixátorem při flexi	99
Obr. 13.2.1.5.	posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při flexi	99
Obr. 13.2.1.6.	složkové a vektorové znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu při flexi	100
Obr. 13.2.1.7.	posuvy v ose z [mm] meziobratlového disku fyziologického segmentu při flexi	100
Obr. 13.2.1.8.	znázornění celkových posuvů [mm] segmentu s fixátorem při flexi ve složkovém i vektorovém tvaru	101
Obr. 13.2.1.9.	vykreslení posuvů ve směru osy z [mm] u fyziologického segmentu, segmentu s degenerovaným diskem a segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem	101
Obr. 13.2.1.10.	posuvy v ose z [mm] disku segmentu s poddajným fixátorem při flexi	102
Obr. 13.2.1.11.	vektorové znázornění celkových posuvů [mm] šroubů při flexi	102
Obr. 13.2.2.1.	redukované napětí HMH [MPa] šroubů při flexi	103

Obr. 13.2.3.1. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-L 103
Obr. 13.2.3.2. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-P 104
Obr. 13.2.3.3. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-L 104
Obr. 13.2.3.4. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-P 105
Obr. 13.2.4.1. kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem při flexi - kontaktní tlak [MPa] 105
Obr. 13.3.1.1. schematické znázornění zatížení - kombinace pohybů 106
Obr. 13.3.1.2. posuvy v ose z fyziologického páteřního segmentu při kombinaci pohybů 106
Obr. 13.3.1.3. posuvy v ose z páteřního segmentu s degenerovaným diskem při kombinaci pohybů 106
Obr. 13.3.1.4. posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným "tuhým" fixátorem při kombinaci pohybů 107
Obr. 13.3.1.5. posuvy v ose z páteřního segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem při kombinaci pohybů 107
Obr. 13.3.1.6. znázornění celkových posuvů [mm] fyziologického segmentu při kombinaci pohybů ve složkovém i vektorovém tvaru 108
Obr. 13.3.1.7. znázornění posuvů [mm] ve směru osy z fyziologického segmentu při kombinaci pohybů 108
Obr. 13.3.1.8. vykreslení celkových posuvů [mm] disku fyziologického segmentu 109
Obr. 13.3.1.9. vykreslení posuvů [mm] ve směru osy Z disku fyziologického segmentu 109
Obr. 13.3.1.10. znázornění celkových posuvů [mm] segmentu s poddajným fixátorem při kombinaci flexe, lateroflexe a torze ve složkovém i vektorovém tvaru 109
Obr. 13.3.1.11. znázornění posuvů [mm] ve směru osy z segmentu s fixátorem při kombinaci flexe, lateroflexe a torze 109
Obr. 13.3.1.12. vykreslení celkových posuvů [mm] disku segmentu s fixátorem 110
Obr. 13.3.1.13. vykreslení posuvů [mm] ve směru osy z disku segmentu s fixátorem 110
Obr. 13.3.1.14. vykreslení posuvů disku [mm] ve směru osy Z u fyziologického segmentu, segmentu s degenerovaným diskem a segmentu s aplikovaným poddajným fixátorem 110
Obr. 13.3.1.15. vektorové znázornění celkových posuvů [mm] šroubů při kombinaci pohybů 111
Obr. 13.3.2.1. redukované napětí HMH [MPa] šroubů při kombinaci pohybů 111
Obr. 13.3.2.2. redukované napětí HMH [MPa] u distančních válečků 112
Obr. 13.3.3.1. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-L 112
Obr. 13.3.3.2. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L4-P 113
Obr. 13.3.3.3. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-L 113
Obr. 13.3.3.4. vykreslení intenzity přetvoření [-] ve spongiózní kostní tkáni v okolí šroubu L5-P 114
Obr. 13.3.4.1. kloubní chrupavky fyziologického segmentu – kontaktní tlak [MPa] 114
Obr. 13.3.4.2. kloubní chrupavky segmentu s poddajným fixátorem – kontaktní tlak [MPa] 114
Obr. 13.4.1.1. intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 0 N 116

Obr. 13.4.1.2. intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 300 N 117
Obr. 13.4.1.3. intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L při předpětí tkalonu 600 N 117
Obr. 13.4.2.1. intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při předpětí tkalonu 0 N 118
Obr. 13.4.2.2. intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při předpětí tkalonu 300 N 118
Obr. 13.4.2.3. intenzita přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L při předpětí tkalonu 600 N 118
Obr. 13.4.3.1. znázornění zatížení 119
Obr. 13.4.3.2. napětí HMH šroubů při předpětí tkalonu 0 N 119
Obr. 13.4.3.3. napětí HMH šroubů při předpětí tkalonu 300 N 120
Obr. 13.4.3.4. napětí HMH šroubů při předpětí tkalonu 600 N 120

17.2. Seznam použitých tabulek

Tab. 8.7.1.	rozsah jednotlivých složek pohybu bederní páteře ve stupních [10]	49
Tab. 8.8.1.	rozsah doprovodných složek pohybu k základním složkám pohybu [10]	50
Tab. 8.9.1.	rozsahy pohybů ve stupních naměřených z deseti vzorků segmentu L3-L4 pro fyziologický, porušený segment a segment s fixátorem Dynesys se standardní rozpěrkou. Hodnoty naměřené ve variantě bez (A) a se spolupůsobícím tlakovým zatížením (B) [92]	52
Tab. 8.9.2.	rozsahy pohybů ve stupních u páteřního segmentu L3-L4 pro fyziologický stav a pro porušený segment s fixátorem Dynesys [28]	53
Tab. 8.9.3.	rozsahy pohybů ve stupních naměřených různými autory u segmentu L3-L4 pro fyziologický stav [92]	53
Tab. 8.9.4.	rozsahy pohybů ve stupních naměřených různými autory u segmentu L3-L4 s aplikovaným fixátorem Dynesys [92]	53
Tab. 10.3.1.1.	některé typy transpedikulárních fixátorů a jejich krátký popis	64
Tab. 10.3.2.1.	některé typy používaných interspinózních rozpěrek a jejich krátký popis	65
Tab. 10.3.3.1.	některé typy zařízení pro výměnu meziobratlových kloubů	66
Tab. 10.4.1.	některé typy náhrad meziobratlového disku	67
Tab. 12.2.1.	hodnoty materiálových charakteristik prvků páteřního segmentu z rešeršní studie	80
Tab. 12.2.2.	hodnoty použitých materiálových charakteristik	81
Tab. 12.3.1.	použité typy elementů z prací z rešeršní studie	83
Tab. 12.3.2.	použité typy elementů	83
Tab. 12.6.1.	varianty řešení pro výpočtový model fyziologického páteřního segmentu	86
Tab. 12.6.2.	varianty řešení pro výpočtový model páteřního segmentu s poddajným fixátorem	86

17.3. Seznam použitých grafů

Graf. 13.1.1.1.	znázornění posuvů v ose z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu při kompresi	90
Graf. 13.2.1.1.	znázornění posuvů v ose z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu při flexi	99
Graf. 13.3.1.1.	znázornění posuvů v ose Z [mm] pro jednotlivé případy páteřního segmentu při kombinaci pohybů	107
Graf. 13.4.1.1.	závislost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L4-L na předpětí tkalonu při flexi	117
Graf. 13.4.2.1.	závislost intenzity přetvoření kostní tkáně v okolí šroubu L5-L na předpětí tkalonu při kompresi	119
Graf. 13.4.3.1.	závislost redukovaného napětí HMH šroubů na předpětí tkalonu při flexi	120
Graf. 14.1.	znázornění posuvů v ose z [mm] pro různé případy páteřního segmentu při flexi	121
Graf. 14.2.	znázornění posuvů v ose z [mm] pro případy páteřního segmentu při kompresi	122