



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SEGMENTU
PÁTEŘE SE ZAVEDENÝM FIXÁTOREM**

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF SPINAL SEGMENT WITH FIXATOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Mach

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Bc. Ondřej Mach
Studijní program:	Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce:	Ing. Petr Marcián, Ph.D.
Akademický rok:	2018/19

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformační a napěťová analýza segmentu páteře se zavedeným fixátorem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Mezi nejrizikovější poškození kosterní soustavy se řadí poranění páteře, které je navíc doprovázeno ve valné většině případů porušením stability páteřního segmentu (zborcení obratle, vyhrěznutí ploténky). Operativní zákrok je v těchto případech nutností, jelikož tato zranění jsou velice bolestivá a traumatizující. Nejčastěji jsou segmenty páteře stabilizovány pomocí fixátorů.

Jelikož je soustava páteře s fixátorem vysoce mechanicky namáhaná, jsou na páteřní fixátor z mechanického hlediska kladeny značné nároky. Musí být dostatečně tuhý, aby soustava s fixátorem odolala vysokému mechanickému namáhání, a současně musí umožňovat zachovat dostatečný rozsah pohybů.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie páteřního segmentu.
3. Vytvoření modelu geometrie fixátoru.
4. Vytvoření výpočtového modelu páteřního segmentu se zavedeným fixátorem.
5. Deformační a napěťová analýza pro základní pohyby páteřního segmentu, případně jejich kombinace.

Seznam doporučené literatury:

JAHNG, T.A., KIM, Y. E., MOON, K., Y. (2013) Comparison of the biomechanical effect of pedicle-based dynamic stabilization: a study using finite element analysis. The Spine Journal, roč. 13, č. 1, str. 85-94.

ČIHÁK, Radomír. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

ZANDER, T., ROHLMANN, A., BURRA, N., K., BERGMANN, G. (2006) Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator. Clinical Biomechanics roč. 21, č. 8, str. 767-774.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19

V Brně, dne 17. 10. 2018

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá řešením a analýzou deformačních a napěťových stavů segmentu páteře se zavedeným fixátorem a páteře ve fyziologickém stavu. V práci je provedena rešeršní studie literárních zdrojů zabývajících se podobnou problematikou. Dále jsou popsány základy anatomického názvosloví a základní postupy a principy stabilizace lidské páteře po zranění nebo degenerativním onemocnění. Deformačně napěťové stavy byly řešeny výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků. Toto řešení vyžaduje tvorbu vhodného výpočtového modelu, který se skládá z dílčích modelů geometrie, materiálu, vazeb a zatížení. Model geometrie byl vytvořen na základě CT snímků 60-ti letého muže, podle kterých bylo vytvořeno pět obratlů páteře T11–L3. Dále je model geometrie tvořen čtyřmi meziobratlovými destičkami a osmi kloubními chrupavkami. Model materiálu zahrnuje homogenní, heterogenní a degradované vlastnosti kostní tkáně.

Pro sedm zatěžovacích stavů, které představují základní pohyby lidské páteře – stání, předklon, záklon, levý a pravý úklon, levá a pravá rotace byla pomocí softwaru ANSYS provedena deformační a napěťová analýza. Vyhodnocovanými a analyzovanými veličinami jsou posuvy páteřního segmentu, kontaktní tlaky v kloubních chrupavkách, přetvoření v kostních tkáních a redukované napětí na fixátoru.

Abstract

This Master's thesis deals with strain-stress analysis of a spine segment with an introduced fixator and a spine in natural physiological state. The work starts with a research study of literature sources that focus on similar issues. Furthermore, basic anatomy terminology and basic procedures for human spine stabilization were described. The formulated issue was resolved by computational modelling with the use of the finite element method. This solution requires a suitable computational model to be produced. This model consists of partial geometry, material, bond, and loading models. The geometric model was produced on the basis of CT scan images of a 60-year-old man which were used for producing five spine vertebrae T11–L3. Moreover, the geometric model consists of four intervertebral discs and eight articular cartilages. The material model includes homogeneous, heterogeneous and degraded properties of bone tissue.

The strain-stress analysis was performed for seven loading states, which concern basic movements of human spine – standing, bending forward, bending backwards, bending left, bending right, left rotation and right rotation, with the use of ANSYS software. The assessed and analysed quantities include spine segment displacement, contact pressure of articular cartilages and stress on the fixator.

Klíčová slova

páteř, fixátor, metoda konečných prvků, deformační a napěťová analýza

Keywords

spine, implant, finite element method, stress-strain analysis

MACH, O. *Deformační a napěťová analýza segmentu páteře se zavedeným fixátorem*. Brno, 2019, 101 s. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci napsal samostatně pod vedením
Ing. Petra Marciána, Ph.D., s použitím pramenů uvedených v seznamu literatury.

V Brně, květen 2019

.....

Bc. Ondřej Mach

Můj velký dík patří mému vedoucímu diplomové práce Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za cenné odborné rady, poskytnutí výpočetní kapacity, drahocenný čas, ochotu, motivaci a podporu při psaní této práce.

Rád bych také poděkoval svým rodičům, kteří mne po celou dobu mých studií neustále podporovali a vytvářeli skvělé zázemí pro mé studium.

V neposlední řadě bych chtěl poděkovat celé své rodině a svým nejbližším, především mé přítelkyni Marcelce za ohromnou podporu a trpělivost.

Bc. Ondřej Mach

Obsah

1	Úvod	1
2	Popis problémové situace	3
3	Formulace problému	5
4	Cíle řešení problému	7
5	Systém podstatných veličin	9
6	Rešeršní studie	11
7	Základy anatomie spojené s řešenou problematikou	15
7.1	Orientace na lidském těle	15
7.1.1	Základní roviny	15
7.1.2	Základní směry	15
7.2	Páteř	17
7.3	Obratle	18
7.3.1	Krční obratle (<i>vertebrae cervicales</i>)	18
7.3.2	Hrudní obratle (<i>vertebrae thoracicae</i>)	19
7.3.3	Bederní obratle (<i>vertebrae lumbales</i>)	19
7.3.4	Kost křížová (<i>os sacrum</i>) a kost kostrční (<i>os coccygis</i>)	19
7.4	Spojení na páteři	19
7.4.1	Meziobratlové destičky (<i>disci intervertebrales</i>)	19
7.4.2	Vazy (<i>ligamenta</i>)	21
7.4.3	Klouby (<i>articulationes columnae vertebralis</i>)	22
7.5	Páteřní segment	22
7.6	Struktura kostní tkáně	23
7.6.1	Frostova hypotéza	24
7.7	Pohyby na páteři	25
7.7.1	Flexe a extenze	25
7.7.2	Laterální flexe	25
7.7.3	Rotace	27
8	Páteřní implantáty	29
8.1	Typy páteřních implantátů	29
8.1.1	Klecový fixátor	29
8.1.2	Deskový fixátor	29
8.1.3	Tyčinkový fixátor	30
8.2	Zavedení páteřního fixátoru VENTROFIX	31
9	Výběr metody řešení	35

10 Výpočtový model	37
10.1 Model geometrie	37
10.1.1 Model geometrie páteřních obratlů	37
10.1.2 Model geometrie meziobratlových destiček a kloubních chrupavek	39
10.1.3 Model geometrie páteřního fixátoru	40
10.2 Model materiálu	42
10.2.1 Model materiálu s homogenními vlastnostmi	42
10.2.2 Model materiálu s heterogenními vlastnostmi spongiozní kostní tkáně	42
10.2.3 Model materiálu s degradovanými vlastnostmi obratle L1	45
10.3 Konečnoprvková síť	46
10.4 Kontaktní páry	49
10.5 Model vazeb a zatížení	50
10.6 Přehled řešených variant	52
11 Prezentace dosažených výsledků	53
11.1 Stání	56
11.2 Předklon	61
11.3 Záklon	66
11.4 Levý úklon	71
11.5 Pravý úklon	76
11.6 Levá rotace	81
11.7 Pravá rotace	86
12 Analýza dosažených výsledků	91
12.1 Deformace	91
12.2 Kontaktní tlaky	92
12.3 Elastické přetvoření spongiozní kostní tkáně u varianty se zavedeným fixátorem	92
12.4 Redukované napětí páteřního fixátoru	93
13 Závěr	95
14 Seznam použitých zkratk a symbolů	101

1. Úvod

Páteř tvoří nedílnou součást kostry lidského těla. Pokud by byla narušena správná funkčnost páteře, nemohli bychom se narovnat nebo ani vstát z postele. Páteř neslouží jen jako opora našeho těla, ale má za úkol také tvořit ochranný obal míchy. Mícha je tvořena nervovými vlákny, které propojují mozek s ostatními částmi těla. Když dojde k porušení míchy, omezí to schopnost mozku ovládat naše tělo.

Poranění páteře se řadí mezi nejrizikovější poškození kosterní soustavy. Ve většině případů je poranění páteře doprovázeno porušením stability páteřního segmentu (zborcení obratle, vyhrěznutí ploténky). Operativní zákrok je v těchto případech nutností, jelikož tato zranění jsou velice bolestivá a traumatizující. Nejčastěji jsou segmenty páteře stabilizovány pomocí páteřních fixátorů. Zavedení páteřního fixátoru umožní páteř pacienta stabilizovat, a tak pacient bude moci i nadále svou páteř využívat k pohybu. Páteřní fixátor ovšem nemůže nikdy plně nahradit přirozenou funkčnost páteře. V místě zavedení fixátoru dojde ke změně tuhosti páteřního segmentu a sníží se pohyblivost páteře. Abychom měli představu o tom, jak se páteřní segment se zavedeným fixátorem chová při základních pohybech pacienta, je nutné provést deformačně napěťovou analýzu.

Tato práce provádí deformační a napěťovou analýzu konkrétního páteřního fixátoru, pomocí které lze vyhodnotit deformační a napěťové pole celého fixátoru zavedeného do segmentu lidské páteře. Motivací pro napsání této diplomové práce je popis chování kostní tkáně v místech zavedení páteřního fixátoru a odhalení potenciálně rizikových míst páteřního fixátoru při mechanickém namáhání páteřního segmentu. Zkoumaný páteřní fixátor tyčinkovitého typu se na trhu vyskytuje už od roku 2016, ale dosud pro něj nebyla provedena deformačně napěťová analýza.

Počátky zavádění páteřních implantátů se datují k přelomu 19. a 20. století. Jednalo se především o napravení degradované ploténky, přičemž byla z jiné části těla odebrána část kosti, která byla následně vložena mezi těla dvou obratlů namísto poškozené meziobratlové destičky. Dalším častým zákrokem bylo svazování nestabilních částí páteřního segmentu. Oba tyto přístupy ale v mnoha případech řešily problém poškození páteřního segmentu jen krátkodobě. Dnes je zavedení páteřního fixátoru považováno za běžný chirurgický zákrok, při kterém dochází k přichycení kostního štěpu k sousedním – nepoškozeným obratlům a zároveň je poškozená část páteřního segmentu stabilizována fixátorem. V roce 2014 podstoupil chirurgickou operaci také profesionální golfista Tiger Woods, kterému byla vyměněna část meziobratlové destičky. Dnes Tiger Woods úspěšně pokračuje ve své profesionální kariéře [26].

2. Popis problémové situace

Příčin, které vedou k poranění jednotlivých entit páteřního segmentu a tím také ke změně zdravotní situace člověka, existuje mnoho. Mezi nejčastější patří dopravní nehody, úrazy, degenerativní procesy nebo vrozené vady, jejichž důsledkem je vznik nestandardní, problémové situace, která má výrazný dopad na kvalitu života jedince. Mnohdy tato poranění vedou k nestabilitě páteřního segmentu a často souvisí také s poraněním míchy, které může vést k poruše motoriky lidského těla. Octne-li se člověk v takovéto situaci, často trpí nesmírnou bolestí a dysfunkcí postižených entit páteře. Proto je zapotřebí tuto situaci neprodleně řešit.

Proces uzdravení začíná vyšetřením pacienta a stanovením diagnózy. Obzvláště důležité je rozeznat, zda se jedná o stabilní či nestabilní porušení páteřního segmentu. Je-li poranění stabilní, lze použít konzervativní léčbu, která zahrnuje režimová opatření, podávání léků proti bolesti a především rehabilitace. Pokud konzervativní léčba potíže neřeší a neurologické vyšetření pomocí některé zobrazovací metody (RTG, CT, MRI) prokáže příčinu zdravotních potíží, je nutné zahájit operativní léčbu. Podstatou operace je odstranění útlaků nervů a stabilizace nestabilních míst pomocí páteřního implantátu.

Výběr typu páteřního fixátoru závisí na charakteru poranění páteřního segmentu, na možnostech pracoviště a dostupnosti konkrétního implantátu. Existuje více způsobů operační léčby pro zavedení páteřního fixátoru. Pro operaci v oblasti hrudní páteře se nejčastěji používá přední a zadní přístup. Pro operaci v oblasti bederní páteře je možné použít mimo přední a zadní přístup také retroperitoneální pararektální přístup.

Úspěšné zavedení páteřního fixátoru zahrnuje správnou vyváženost implantátu ve všech třech základních rovinách (kapitola 7.1.1), zajištění stabilní interakce s okolím a odpovídající stabilitu a funkčnost páteře. Implantát však není schopen plnohodnotně nahradit funkci postižené entity páteřního segmentu. Důsledkem léčebného procesu je sice obnovení funkčnosti páteře, ale zároveň nejsme schopni páteři vrátit její přirozenou tuhost a rozsah pohybu.

Tento fakt vede k novému, nepřirozenému rozložení deformačního a napětového pole páteřního segmentu, převážně v okolí zavedení páteřního implantátu. Abychom dokázali porovnat primární a sekundární napjatost řešené soustavy, je potřeba provést deformační a napětovou analýzu páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a také analýzu páteřního segmentu se zavedeným implantátem. Při řešení deformačně napětových stavů je nutné vytvořit vhodný výpočtový model, s jehož tvorbou souvisí vyřešení řady dílčích problémů.

3. Formulace problému

Na základě popisu problémové situace formulujme problém takto:

Provedení deformační a napěťové analýzy segmentu páteře ve fyziologickém stavu a ve stavu se zavedeným fixátorem tyčinkovitého typu.

Pokud je potřeba k řešení daného úkolu pouze využití známého postupu s použitím rutinních činností, nejedná se o problém, nýbrž o úlohu [17]. V tomto případě sice známe algoritmus řešení, ale při samotném řešení problému se setkáváme s řadou dílčích problémů:

- získání CT snímku páteře
- vytvoření modelu geometrie z CT snímků
- vytvoření modelu materiálu
- simulace zatížení segmentu páteře

Z uvedeného je zřejmé, že se tedy nejedná o úlohu, ale o problém.

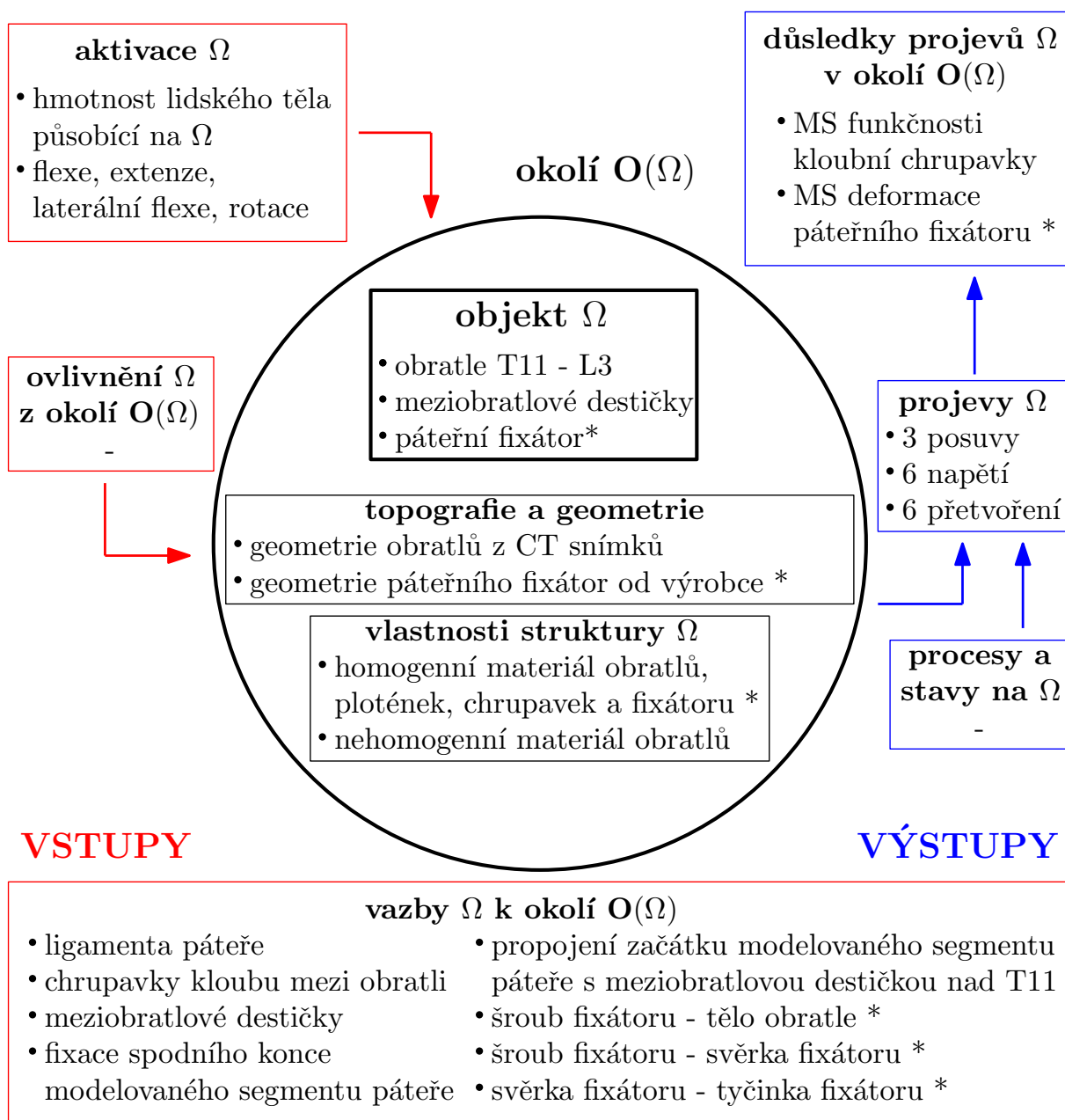
4. Cíle řešení problému

Při řešení tohoto problému má být dosaženo těchto cílů:

1. Provedení rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie páteřního segmentu.
3. Vytvoření modelu geometrie fixátoru.
4. Vytvoření výpočtového modelu páteřního segmentu se zavedeným fixátorem.
5. Deformační a napěťová analýza pro základní pohyby páteřního segmentu, případně jejich kombinace.

5. Systém podstatných veličin

Vytvoření systému podstatných veličin vede ke správnému výběru metody řešení [17]. Při řešení tohoto problému byly vytvořeny dva modely geometrie – model páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a model páteřního segmentu se zavedeným fixátorem. Abychom byli schopni vybrat správnou metodu pro řešení problému, je potřeba vytvořit pro každý model geometrie vlastní systém podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$. Proto byl vytvořen $\Sigma(\Omega)$ pro soustavu bez fixátoru a vlastnosti, které patří k soustavě se zavedeným fixátorem byly označeny symbolem *.



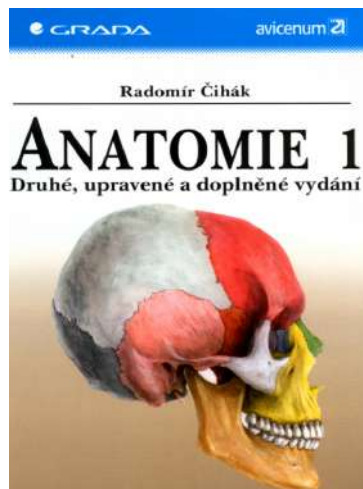
Obrázek 5.1: Systém podstatných veličin $\Sigma(\Omega)$

6. Rešeršní studie

Anatomie [11]

Radomír Čihák

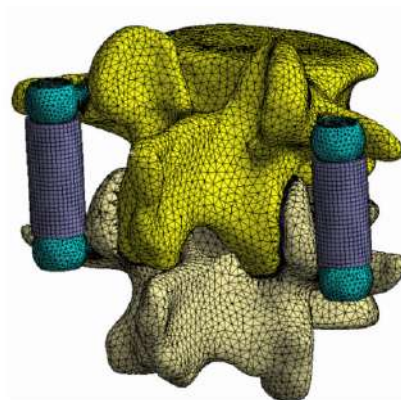
První díl učebnice anatomie se zabývá anatomii celého pohybového aparátu. Kromě bohatého popisu různých anatomických struktur je také vysvětlen princip fungování jednotlivých částí pohybového aparátu člověka.



Mechanická studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem [22]

Filip Manek

Tato disertační práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a ve stavu se zavedeným fixátorem. Studie disponuje rozsáhlou rešerší obsahující citace odborných článků, disertačních a také diplomových prací zabývajících se problematikou zavádění páteřních fixátorů. V práci je analyzován páteřní segment skládající se ze dvou obratlů a jedné meziobratlové destičky. V disertaci byl použit materiálový model homogenních vlastností a deformační zatížení.



Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw–bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical alignment: A finite element study [40]

Ming Xu, James Yanga, Isador Liebermanb, Ram Haddas

V tomto článku je analyzován páteřní segment skládající se ze tří páteřních obratlů a dvou meziobratlových plotének. Tento model používá homogenní vlastnosti modelu materiálu se zatížením 10 Nm pro všechny zatěžovací stavy (stání, předklon, záklon, úklon na stranu, axiální rotace). Tato analýza zkoumá vliv fixace různých částí páteřního segmentu na chování celé soustavy.

The biomechanical influence of anterior vertebral body osteophytes on the lumbar spine: A finite element study [41]

Kuan Wang, Chenghua Jiang, Lejun Wang, Huihao Wang, Wenxin Niu

V tomto článku je analyzován model páteřního segmentu tvořený pěti páteřními obratli a kostí křížovou. Výpočtový model uvažuje vliv předního a zadního podélného vazy, a také vazy spojující příčné výběžky obratlů. Pro každou ploténku zvlášť je v článku provedena analýza uvažující degradaci dané ploténky.



Three-dimensional primary and coupled range of motions and movement coordination of the pelvis, lumbar and thoracic spine in standing posture using inertial tracking device [25]

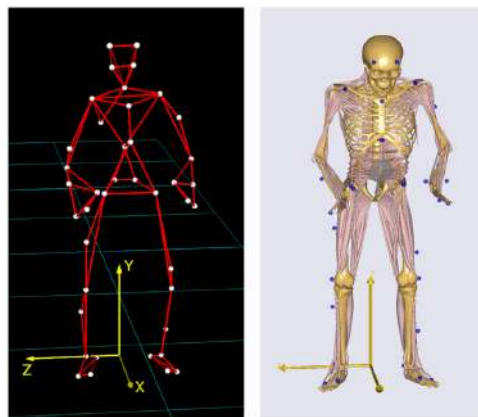
M. Narimani, N. Arjmand

V této studii bylo provedeno měření rozsahu pohybu různých částí páteře 22 mladých studentů, kteří netrpěli žádným onemocněním páteře. Jejich průměrný věk byl 24,8 let, průměrná váha 71,5 kg a průměrná výška 178 cm. Každý měřený subjekt měl za úkol volně provést základní pohyby páteře. Následně byly u každého subjektu měřeny výchylky daného pohybu pomocí senzorů.

Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level [8]

Tito Bassani, Elena Stucovitz, Zhihui Qian

V této práci byl vytvořen kinematický model lidské kostry. Tento kinematický model byl vytvořen na základě dat, pořízených ze senzorů snímající pohyb zdravého subjektu. Subjekt měl za úkol provést 12 základních pohybů, přičemž byl snímán 41 snímači. Dále byla provedena analýza rozsahu jednotlivých pohybů páteře a následně porovnána s chováním kinematického modelu.



7. Základy anatomie spojené s řešenou problematikou

Pro nalezení správného řešení problému je zapotřebí vytvořit modelový objekt k primárnímu objektu. Aby mohl být vytvořen model geometrie páteřního segmentu, je zapotřebí umět řešený objekt jednoznačně popsat a pochopit jak zkoumaná soustava funguje. Je proto nezbytně nutné seznámit se se základy anatomie páteře.

7.1. Orientace na lidském těle

Abychom byli schopni vůbec najít a popsat anatomické struktury lidského těla, je potřeba porozumět anatomickému názvosloví. Při popisu stavby lidského těla vždy vycházíme ze základní anatomické polohy těla, kterou je vzpřímený stoj s horními končetinami svěřenými podél boků a s dlaněmi obrácenými vpřed tak, aby palce horních končetin směřovaly směrem od těla (obrázek 7.1).

7.1.1. Základní roviny

Mediální rovina prochází předozadně středem těla a dělí ho na dvě souměrné poloviny.

Sagitální roviny jsou všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediální.

Frontální roviny jsou všechny kolmé na rovinu mediální a rovnoběžné s kostí čelní.

Transverzální roviny procházejí vždy kolmo k podélné ose dané části těla. V základní anatomické poloze jsou u člověka orientovány horizontálně, kolmo na roviny sagitální i frontální [11, 29].

7.1.2. Základní směry

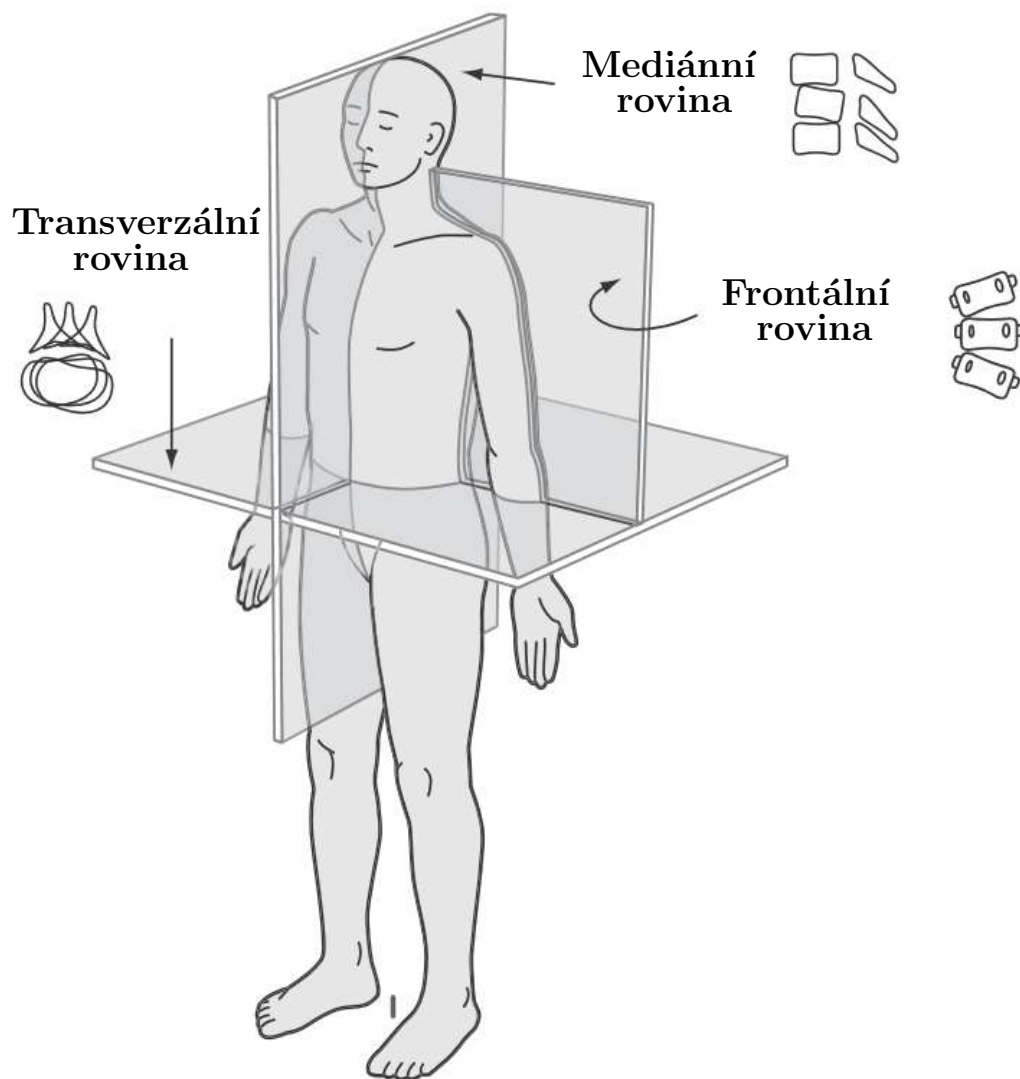
Směry kolmé na transverzální rovinu

- superior – horní, nahoře
- inferior – dolní, dole
- cranialis – nahoru směrem k hlavě
- caudalis – dolů směrem od hlavy

Směry kolmé na frontální rovinu

- anterior – přední, vzadu
- posterior – zadní, vzadu
- ventralis – přední, směrem k břišní straně
- dorsalis – zadní, směrem k hřbetu (k zádkům)

7. ZÁKLADY ANATOMIE SPOJENÉ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU



Obrázek 7.1: Základní roviny lidského těla [38]

Směry kolmé na mediální rovinu

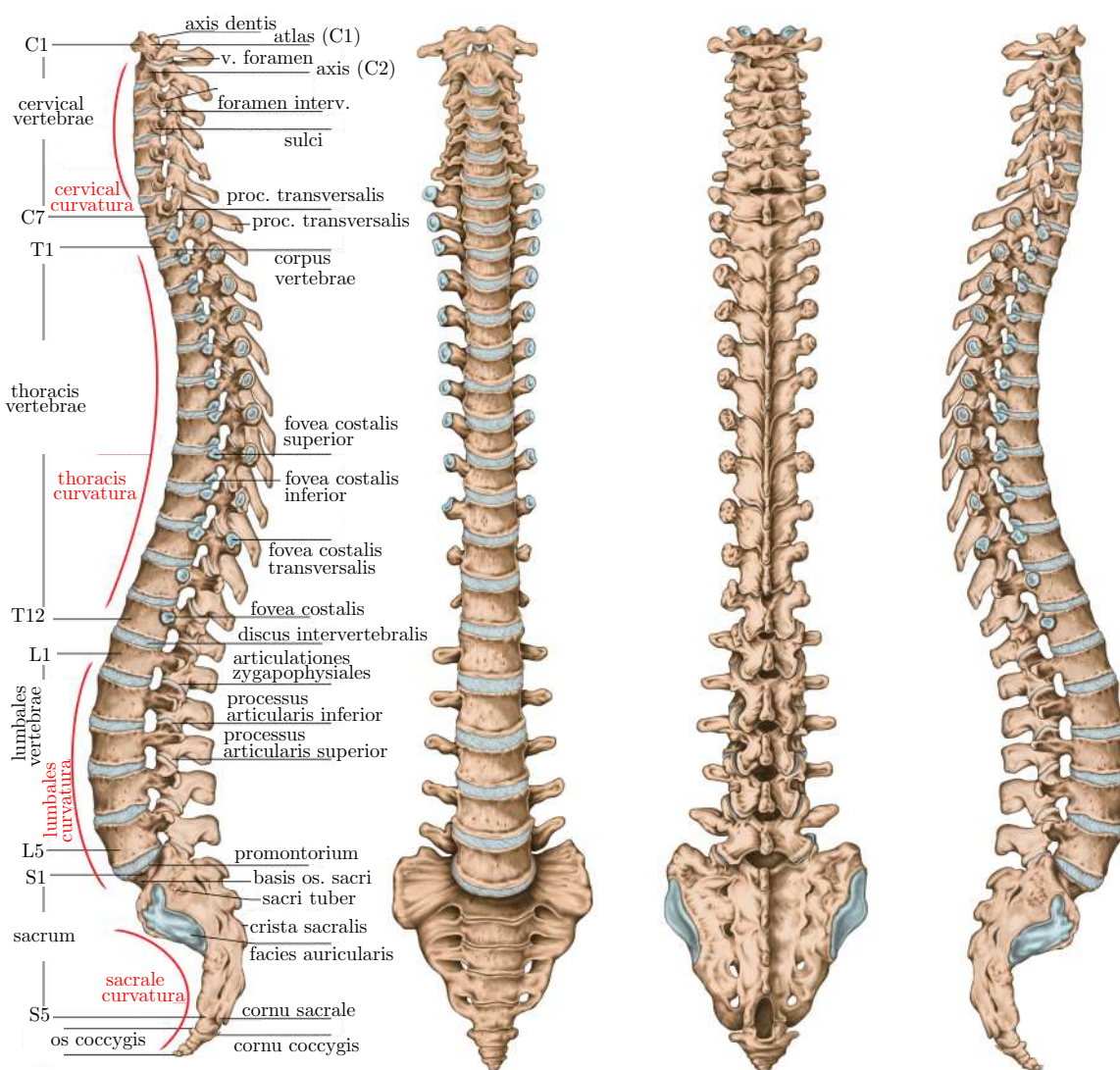
- medialis – vnitřní, směrem do středu, blíže mediální rovině
- lateralis – vnější, směrem od středu, dále od mediální roviny
- dexter – pravý
- sinister – levý

7.2. Páteř

Pohybový aparát lidského těla je tvořen kosterním svalstvem (aktivní pohybový aparát) a kostrou (pasivní pohybový aparát). Základním stavebním celkem kostry je páteř (*columna vertebralis*). Kromě toho, že páteř zajišťuje pohybovou funkci těla, plní také ochrannou funkci, neboť chrání míchu [11].

Páteř člověka tvoří jednotlivé kosti, které se nazývají obratle. Obratle jsou navzájem pevně, avšak pohyblivě spojeny. Podle polohy na lidské páteři rozlišujeme obratle krční, hrudní, bederní, křížové a kostrční [11].

Při pohledu ze strany jsou na páteři patrná čtyři zakřivení. Krční zakřivení (*cervical curvatura*) a bederní zakřivení (*lumbales curvatura*) jsou konvexní směrem dopředu. Hrudní zakřivení (*thoracis curvatura*) a křížové zakřivení (*sacrale curvatura*) jsou konvexní směrem dozadu [11]. Krční zakřivení se tvoří v dětství, když se dítě učí držet hlavu zpříma. Bederní zakřivení se tvoří, když se dítě učí chodit [1].



Obrázek 7.2: Lidská páteř [34]

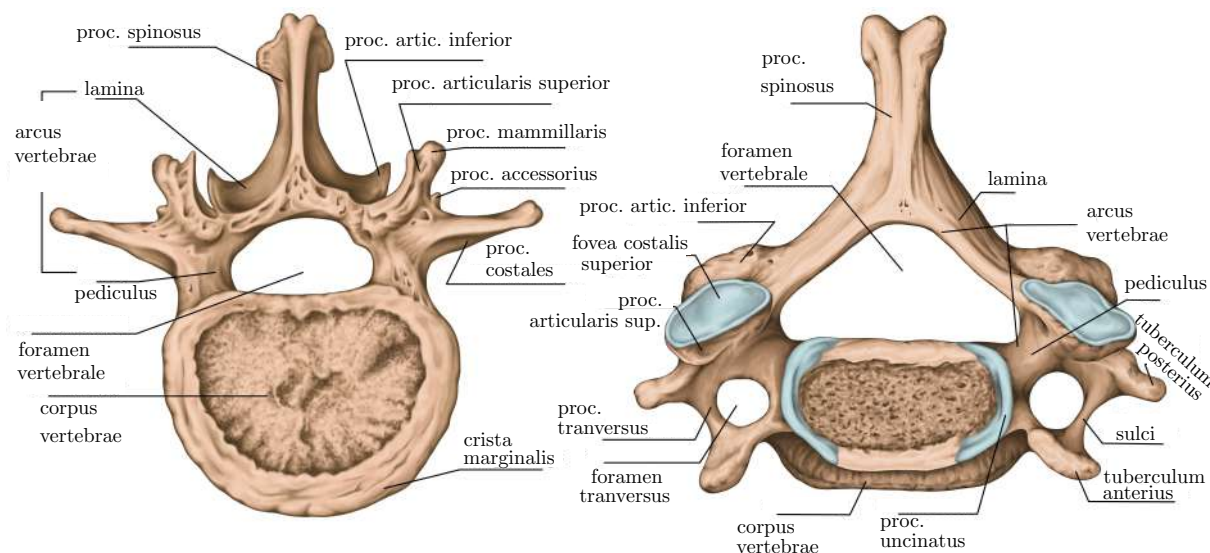
7.3. Obratle

Každý obratel se skládá ze tří hlavních částí: **tělo** (*corpus vertebrae*), **oblouk** (*arcus vertebrae*) a **výběžky** (*processus*).

Tělo obratle (*corpus vertebrae*) je nosná část páteře a je uloženo v přední části obratle. Tělo je shora a zdola ohraničeno meziobratlovou plochou (*facies intervertebralis*), s níž je spojena chrupavčitá meziobratlová destička (*discus intervertebralis*) [11].

Oblouk obratle (*arcus vertebrae*) je zezadu připojen k obratlovému tělu a chrání míchu. Skládá se z párové oblé patky oblouku (*pediculus arcus vertebrae*), která připojuje oblouk k zadní ploše obratlového těla, obratlového otvoru (*foramen vertebrale*) obemykajícího míchu a z páteřního kanálu (*canalis vertebralis*) [11].

Výběžky (*processus*) jsou připojeny k nervovému oblouku obratle. Upínají se k nim svaly a vazy.



Obrázek 7.3: Bederní (vlevo) a krční (vpravo) obratel [34]

7.3.1. Krční obratle (*vertebrae cervicales*)

Obratle krční tvoří prvních sedm obratlů páteře a označují se zkratkou C1–C7. Mimo atlas (C1) mají nízká, ve svislém směru prosedlá těla. Obratlový otvor (*foramen vertebrale*) krčních obratlů má trojúhelníkovitý tvar. Trnové výběžky (*processus spinosus*) jsou krátké, na konci rozdvojené. Otvorem příčného výběžku (*foramen transversarium*) v rozsahu C6–C1 probíhá obratlová tepna (*arteria vertebralis*) zásobující mozek, míchu a hluboké krční svaly [11].

Atlas, nosič (C1) nemá tělo, na jeho místě se nachází kostěný oblouk. Axis, čepovec (C2) má na horní straně těla nápadný zub čepovce (*dens axis*), který tvoří původní tělo C1.

Zub čepovce vybíhá směrem do páteřního kanálu. Pokud se *dens axis* pohne směrem do páteřního kanálu, může dojít k poranění nervové tkáně a následně ke smrti. Atlas a axis jsou spojeny speciálním čepovým kloubem, který umožňuje otáčivý pohyb hlavy [1].

7.3.2. Hrudní obratle (*vertebrae thoracicae*)

Těla dvanácti hrudních obratlů (T1–T12) jsou vysoká a předozadně hluboká. Jejich výška postupně přibývá kaudálně, tedy od nejnižšího T1 k nejvyššímu T12. Těla prvních dvou hrudních obratlů připomínají tvarem obratle krční, zatímco těla (T11 a T12) se svým tvarem blíží obratlům bederním. Obratlový otvor hrudního obratle je kruhovitého tvaru. Probíhá jím mícha, která je obklopena třemi ochrannými obaly – plenami [11]. Kloubní ploška na hrotu příčných výběžků (*fovea costalis processus transversi*) slouží u obratlů T1–T10 ke spojení hrudního obratle s hrbolkem žebra. Trnové výběžky hrudních obratlů jsou dosti dlouhé a postupně se od T1 sklání směrem dolů [1].

7.3.3. Bederní obratle (*vertebrae lumbales*)

Pět bederních obratlů (L1–L5) se řadí mezi největší obratle lidské páteře. Obratel L5 přechází v kost křížovou (*os sacrum*). Oblouk bederních obratlů je mohutný a vytváří trojúhelníkovitý obratlový otvor. Trnové výběžky (*processus spinosus*) mají tvar čtverhranných, po stranách zploštělých destiček. *Processus costales* jsou štíhlé a výrazně dlouhé výběžky, které nahrazují příčné výběžky bederních obratlů [11].

Bederní obratle se od ostatních liší tím, že nemají žádná spojení s žebry a směřování kloubních výběžků brání rotačním pohybům v této části páteře [1].

7.3.4. Kost křížová (*os sacrum*) a kost kostrční (*os coccygis*)

Pět křížových a 4–5 kostrčních obratlů tvoří nepohyblivou část páteře, protože jsou srostlé v kost kostrční a kost křížovou.

Kost křížová je tvořena sakrálními obratli (*vertebrae sacrales*) S1–S5 a je součástí páteře (obrázek 7.2). Zároveň svým spojením s kostmi pánevními představuje část pánve (*pelvis*). Těchto pět křížových obratlů srůstá mezi pubertou a třináctým rokem života [11].

Kost kostrční je pozůstatkem ocasu primátů a tvoří ji spojená těla čtyř až pěti kostrčních obratlů (*vertebrae coccygeae*) Co1–Co5. Tyto obratle postrádají oblouky. Kost křížová je s kostrčí spojena chrupavkou [1].

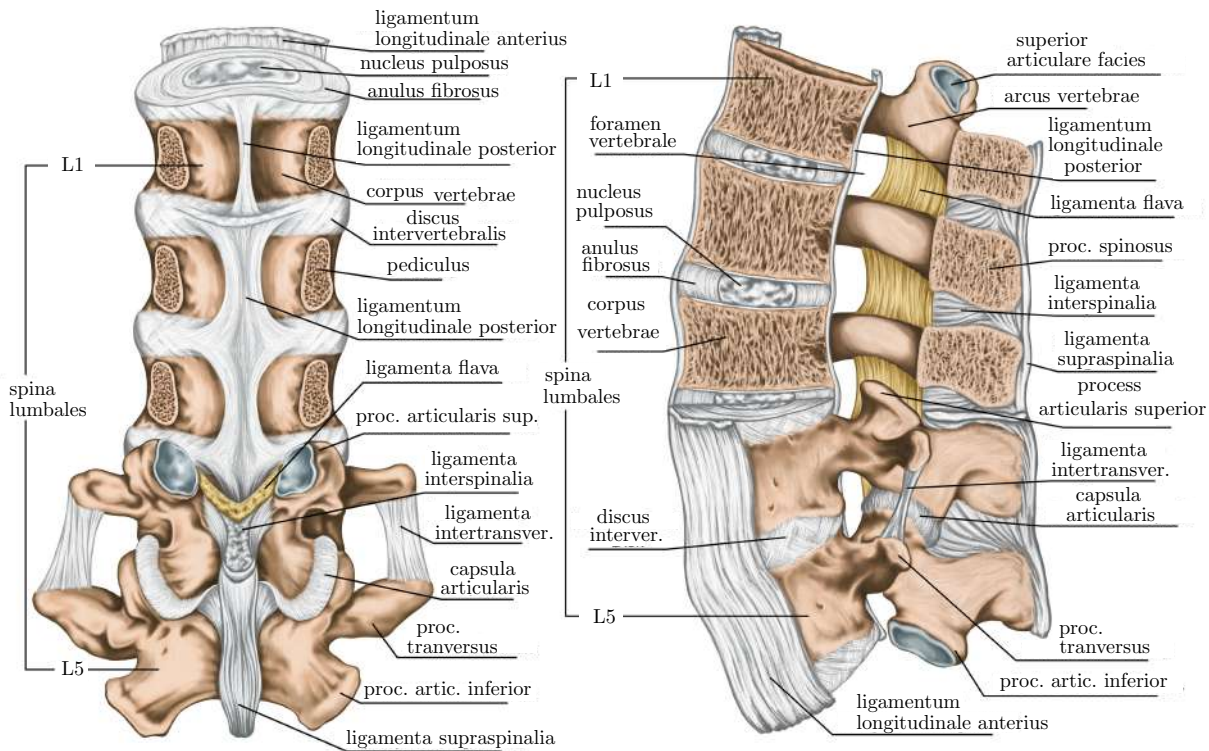
7.4. Spojení na páteři

Těla obratlů jsou vzájemně spojena trojím způsobem. Jedná se o **chrupavčité spoje**, **vazivové spoje** a **kloubní spoje** [11].

7.4.1. Meziobratlové destičky (*disci intervertebrales*)

Meziobratlové destičky (ploténky) spojují koncové plochy sousedních obratlových těl, s nimiž se také tvarově shodují. Meziobratlových destiček je celkem 23. První destička spojuje obratle C2 a C3 a poslední se nachází mezi L5 a S1. Tloušťka ploténky se postupně

7. ZÁKLADY ANATOMIE SPOJENÉ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU



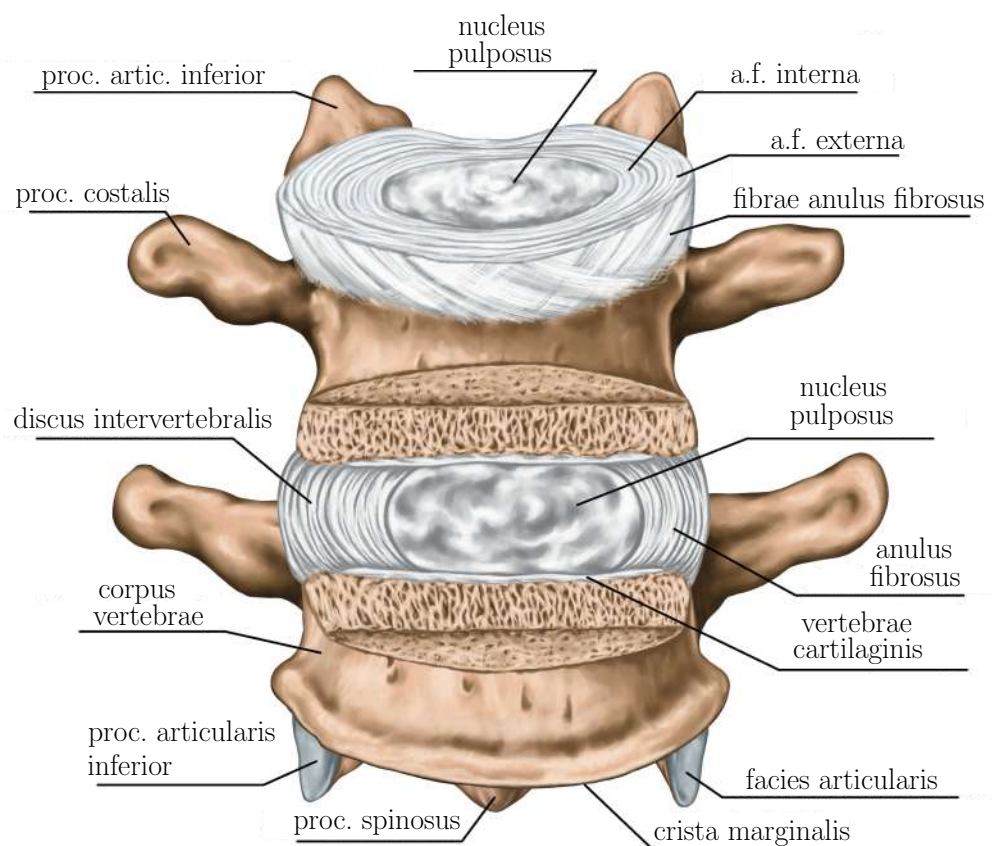
Obrázek 7.4: Spojení na páteři [34]

kaudálně zvětšuje. Celková výška destiček představuje zhruba čtvrtinu celé délky páteře [11].

Ploténky jsou elastické a během dne jsou stlačovány, což znamená, že před spaním je naše výška o několik centimetrů menší, než když se probouzíme. S postupujícím věkem se ploténky stále více ztenčují, což částečně vysvětluje ztrátu tělesné výšky u starších osob [1].

Anulus fibrosus je prstenec cirkulárně probíhajících vláken vazivové chrupavky a fibrosního vaziva obklopující po obvodu nucleus pulposus. Vlákná na vnějším obratli se vzájemně překrývají, a tak vytvářejí strukturu, která má vyšší pevnost (obrázek 7.5) [11].

Nucleus pulposus představuje vodnaté jádro, uložené uvnitř každého meziobratlového disku. Nestlačitelná tekutina tohoto jádra, uzavřená v chrupavce anulus fibrosus, tvoří kulovitý útvar mezi sousedními obratli, kolem něhož se obratle při vzájemných pohybech naklánějí. Anulus fibrosus je přitom na jedné straně stlačován, na opačné straně namáhán na tah a nucleus pulposus se posunuje od stlačované strany ke straně natahované [11].



Obrázek 7.5: Meziobratlová destička [34]

7.4.2. Vazy (*ligamenta*)

Páteřní vazy navzájem spojují obratle a zajišťují celkovou odolnost páteře proti mechanickému namáhání. Ligamenta páteře zahrnují dlouhé vazy a krátké vazy [11]. Dlouhé vazy podélně poutají prakticky celou páteř, zatímco krátké vazy spojují oblouky a výběžky sousedních obratlů [35].

Mezi **dlouhé vazy** páteře patří přední podélný vaz (*ligamentum longitudinale anterius*), spojující obratlová těla po přední straně páteře. Lne více k tělům obratlů než k meziobratlovým diskům [11]. Zadní podélný vaz (*ligamentum longitudinale posterius*) spojuje obratlová těla po jejich zadní ploše, lne pevněji k meziobratlovým destičkám a je užší a slabší než přední podélný vaz [35].

Krátké vazy páteře obsahují ligamenta flava (*ligamenta interarcualia*) – elastická vaziva, spojující oblouky obratlů, *ligamenta intertransversaria* – spojující příčné výběžky a *ligamenta interspinalia* – pevná, nepružná vaziva, která spojují trnové výběžky [11].

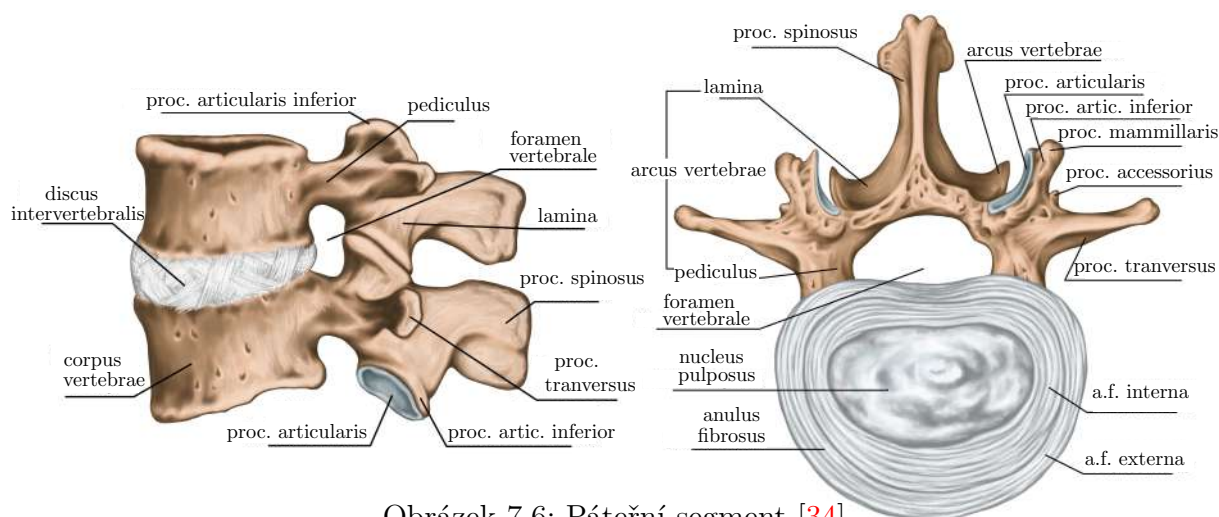
7.4.3. Klouby (*articulationes columnae vertebralis*)

Kloubní spojení obratlů umožňuje jejich vzájemný pohyb. U takového spojení jsou plochy obratlů pokryty hyalínovou chrupavkou a odděleny vrstvou tekutiny. Hyalínová neboli sklovitá chrupavka je nejrozšířenějším typem chrupavek. Má porcelánový vzhled a tvoří hladký povrch kloubů. Kloubní dutina je vystlána synoviální membránou a celý kloub je uzavřen ve vazivovém pouzdru [1].

Klouby páteře se nachází mezi kloubními výběžky (*processus articulares*) sousedních obratlů. Podle úseků páteře mají kloubní plochy různý tvar, který společně s relativní výškou meziobratlové destičky určuje možnost, druh a rozsah pohybů [11].

7.5. Páteřní segment

Základní jednotkou páteře je páteřní segment, skládající se ze dvou obratlů, které jsou spolu navzájem propojeny pomocí meziobratlové destičky, páteřních vazů a kloubů (sekce 7.4).



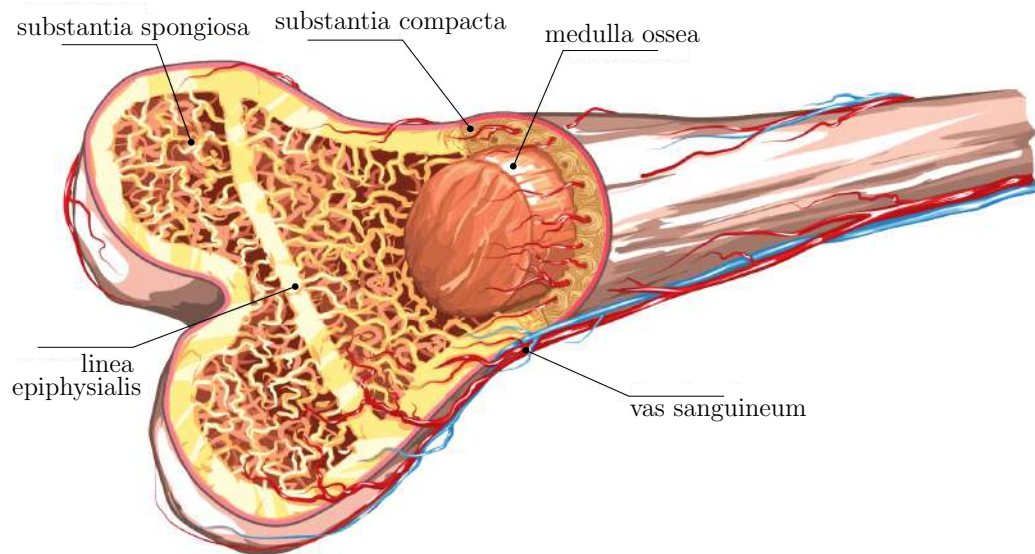
Obrázek 7.6: Páteřní segment [34]

7.6. Struktura kostní tkáně

Kosti všech tvarových typů jsou tvořeny kostní tkání dvou hlavních forem. Je to kostní tkáň hutná (*substantia compacta*) a kostní trámčina (*substantia spongiosa*) [11].

Hutná kostní tkáň je tvrdá struktura, která tvoří zpravidla plášť kostí. Po sklovině je to druhý nejtvrdší materiál v těle [10]. *Substantia compacta* je velmi hustá a je tvořena soustavou paralelních struktur zvaných osteomy [11].

Kostní trámčina se nachází v nitru kostí. Spongiózní kost je plstovitá a je tvořena z kosterních trámců – trabekul [11]. Kostní trámčina má menší hustotu než hutná kostní tkáň, protože obsahuje skuliny, které jsou vyplněny červenou kostní dřeví [10].



Obrázek 7.7: Struktura kostní tkáně [34]

Německý anatom Julius Wolff (1836–1902) prohlásil, že se kost lidského těla přizpůsobuje vnějším mechanickým vlivům. Pokud se zvýší mechanické namáhání kostní tkáně, dochází k její remodelaci (obnova). Pokud kost nepodléhá vnějšímu mechanickému namáhání, klesá její hustota a hmotnost. Tento princip je znám jako Wolffův zákon (1982), na který navázal svými experimenty doktor Harold Frost, který poté vyslovil tzv. Frostovu hypotézu (kapitola 7.6.1).

7.6.1. Frostova hypotéza

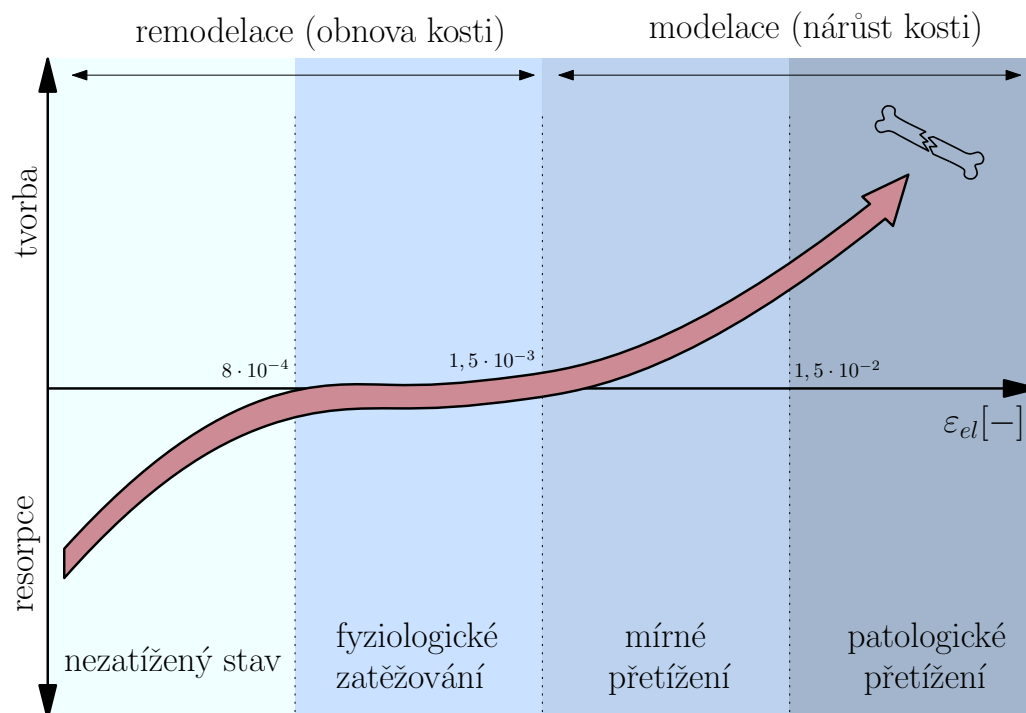
Frostova hypotéza popisuje způsob, kterým mechanické namáhání ovlivňuje strukturu kostní tkáně. Doktor Harold Frost ve své hypotéze mechanostat [13] uvádí, že změna struktury kosti závisí na elastickém přetvoření. Na obrázku 7.8 lze vidět, jak doktor Frost podle hodnot elastického přetvoření rozlišuje jednotlivé stavy zatěžování kostní tkáně — nezatížený stav, fyziologické zatěžování, mírné přetížení a patologické přetížení. Podle stavu zatížení lze pak předpokládat, zda bude docházet k remodelaci (obnova) nebo modelaci (nárůst) kosti.

Nezatížený stav nastává, pokud je hodnota elastického přetvoření ε_{el} menší než $8 \cdot 10^{-4}$. Při nezatíženém stavu dochází k redukcí hmotnosti a pevnosti kosti.

Fyziologické zatěžování je charakteristické pro $\varepsilon_{el} \in \langle 8 \cdot 10^{-4}; 1,5 \cdot 10^{-3} \rangle$. Hmotnost a pevnost kosti zůstává konstantní.

Ke stavu **mírného přetížení** dochází pro $\varepsilon_{el} \in (1,5 \cdot 10^{-3}; 1,5 \cdot 10^{-2})$. Kost nabývá na síle a také na hmotnosti.

Pokud elastické přetvoření ε_{el} překročí hodnotu 2,5 %, pak dochází ke **zlomenině kosti** [14].



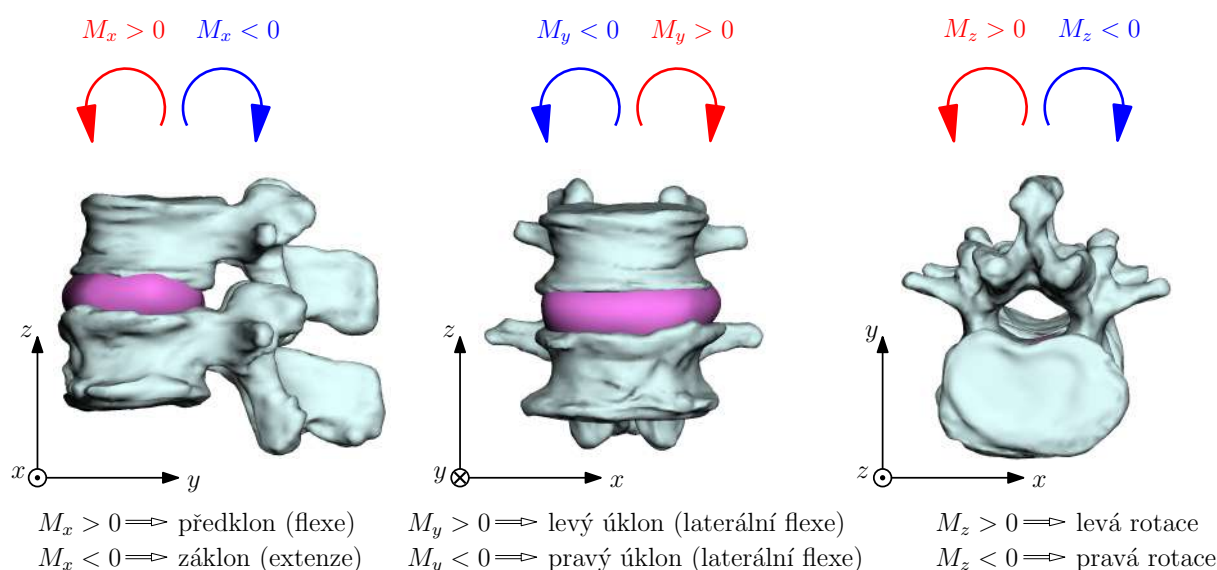
Obrázek 7.8: Mezní hodnoty elastického přetvoření

7.7. Pohyby na páteři

Pohyblivost páteře je dána součty pohybů mezi jednotlivými obratli. Pohyby mezi obratli jsou umožněny stlačováním meziobratlových destiček kolem jejich vodnatého jádra a jsou usměrňovány meziobratlovými klouby. Rozsah pohyblivosti páteře je závislý na výšce meziobratlových destiček, tvaru a sklonu obratlových trnů a kloubních ploch [11].

Základní pohyby, které páteř vykonává jednotlivě nebo v kombinaci jsou:

- flexe – předklon
- extenze – záklon
- laterální flexe – úklon do strany
- rotace



Obrázek 7.9: Základní pohyby páteřního segmentu

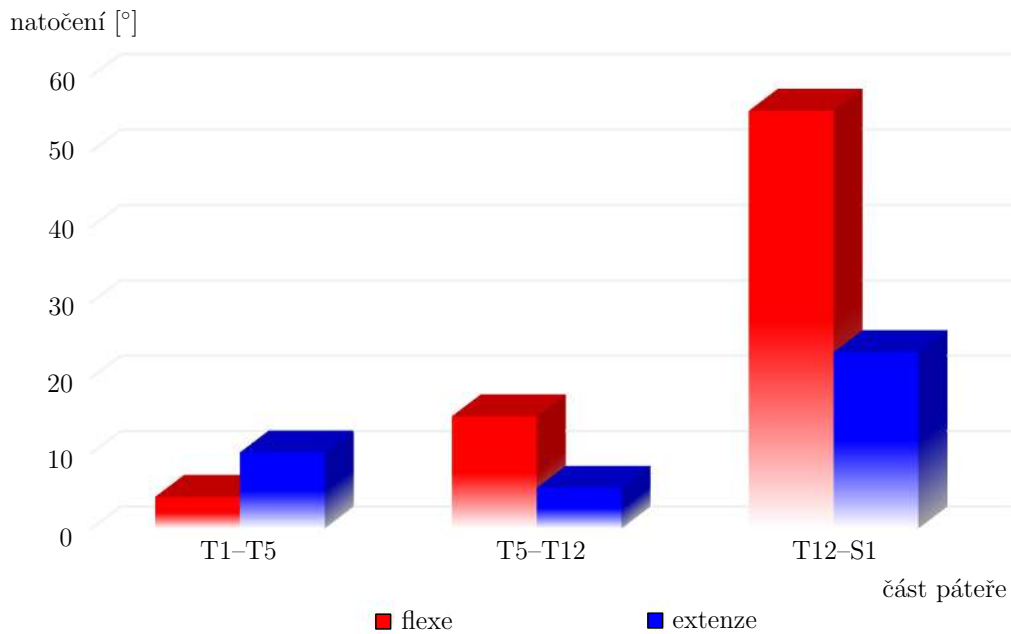
7.7.1. Flexe a extenze

Největší flexe a extenze se dosáhne v úseku krční páteře (do 90°). V hrudní páteři by byly flexe s extenzí vydatné, pokud by T1–T10 nebyly vázány žebry k hrudní kosti (obrázek 7.10). Kloubní plošky po sobě při extenzi zprvu klouzají a pak pevně nalehnou – čímž pohyb páteře končí. Při extenzi jsou nejvíce namáhány obratle dolní části krční páteře [11], T11–L2, L4–S1.

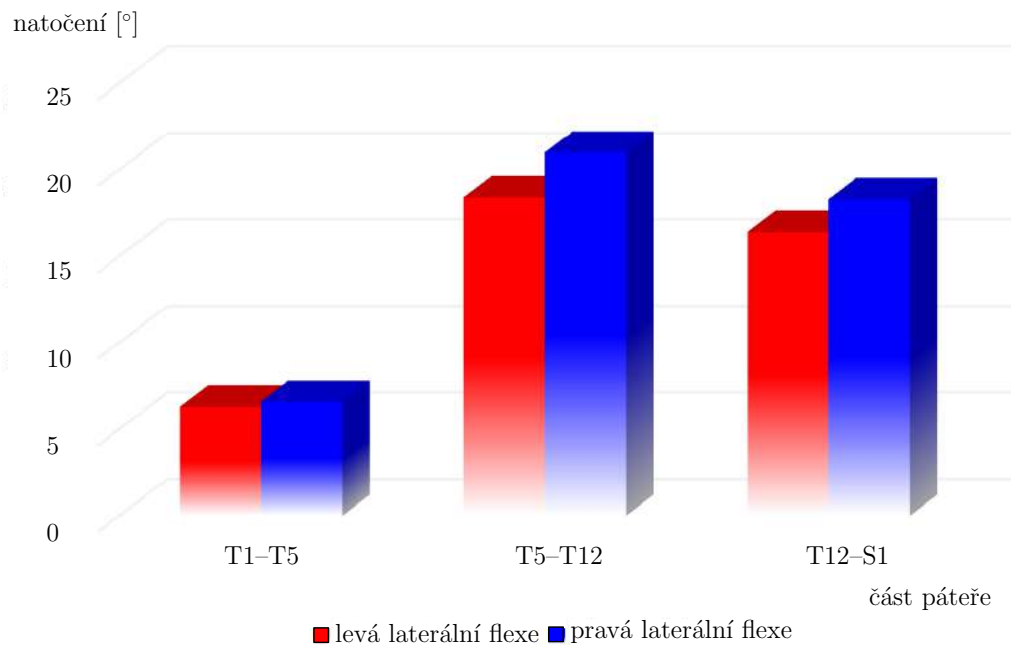
7.7.2. Laterální flexe

Pohybový rozsah bederní a krční páteře při laterální flexi je téměř stejný. V krční části páteře jsou úklony sdružené s rotacemi kvůli šikmému postavení kloubních ploch. V hrudní oblasti by byly úklony vzhledem k frontálnímu postavení kloubních plošek obrovské (100°). Deset hrudních obratlů je ale spojeno žebry s hrudní kostí [11], což jejich rozsah pohybu omezuje (obrázek 7.11).

7. ZÁKLADY ANATOMIE SPOJENÉ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU



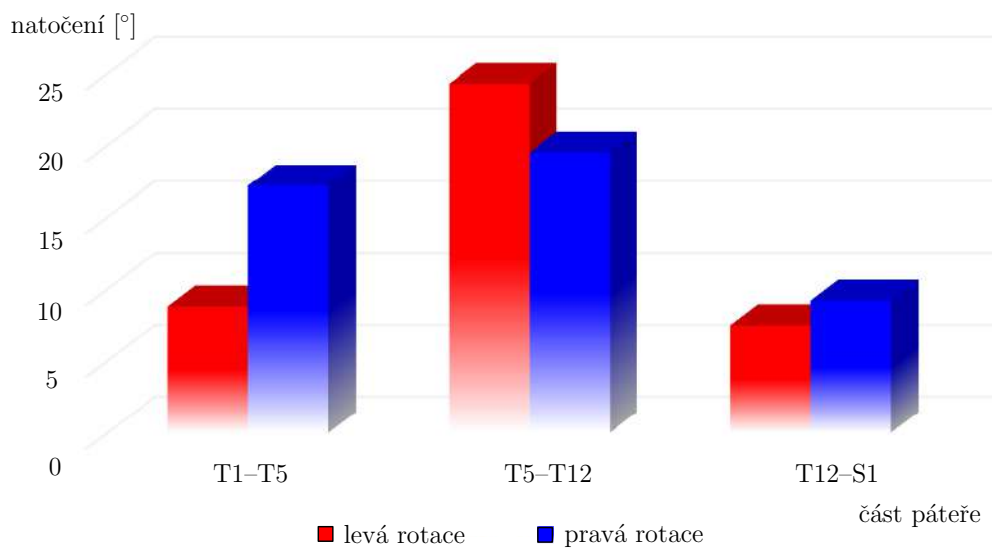
Obrázek 7.10: Rozsah flexe a extenze podle [25]



Obrázek 7.11: Rozsah laterální flexe podle [25]

7.7.3. Rotace

Rotace je velmi rozsáhlá v oblasti krční (60–70 °), z toho však 30–35 ° probíhá mezi atlasem a axis. V bederní části páteře je rotace téměř vyloučena (obrázek 7.12), protože kloubní plošky bederních obratlů zpravidla nejsou součástí společné rotační plochy [11].



Obrázek 7.12: Rozsah rotace páteře podle [25]

8. Páteřní implantáty

Páteřní fixátory pomáhají především usnadnit spojení dvou a více obratlů, zlepšit stabilitu páteře a napravit deformace poškozené páteře. Nejčastějšími příčinami pro zavedení fixátoru jsou [28]:

- artritida páteře – zánět a poškození chrupavek a vazů v okolí obratlového kloubu
- skolióza páteře – vychýlení páteře do strany
- zlomenina obratle
- spondylolistéza obratle – sagitální posun obratle vůči ostatním obratlům
- poškození meziobratlové destičky – degenerace, vypouklost, výhřez, ztenčení (obrázek 8.1)

8.1. Typy páteřních implantátů

Spinální implantáty lze rozdělit na dvě základní skupiny. První skupina je tvořena implantáty, u kterých při chirurgickém zavedení dochází k **permanentnímu spojení dvou a více obratlů**. Do druhé skupiny patří fixátory, které **nezajišťují fúzi obratlů**. V drtivé většině případů (artritida páteře, zlomenina obratle) je nutné fúzi obratlů provést [20]. Někdy ovšem fúze obratlů není vyžadována. Zpravidla u mladých pacientů trpících skoliózou páteře nebo spondylolistézou obratle.

Podle tuhosti dělíme páteřní fixátory na **tuhé** a **dynamické**. Většina tuhých páteřních fixátorů je vyrobena z kovů jako titan, titanové slitiny a korozivzdorná ocel. Speciální skupinu potom tvoří dynamické fixátory obsahující nekovové komponenty, které zajišťují větší poddajnost celého implantátu. To má potom zásadní vliv na mechanické chování páteřního segmentu v blízkém okolí zavedeného fixátoru.

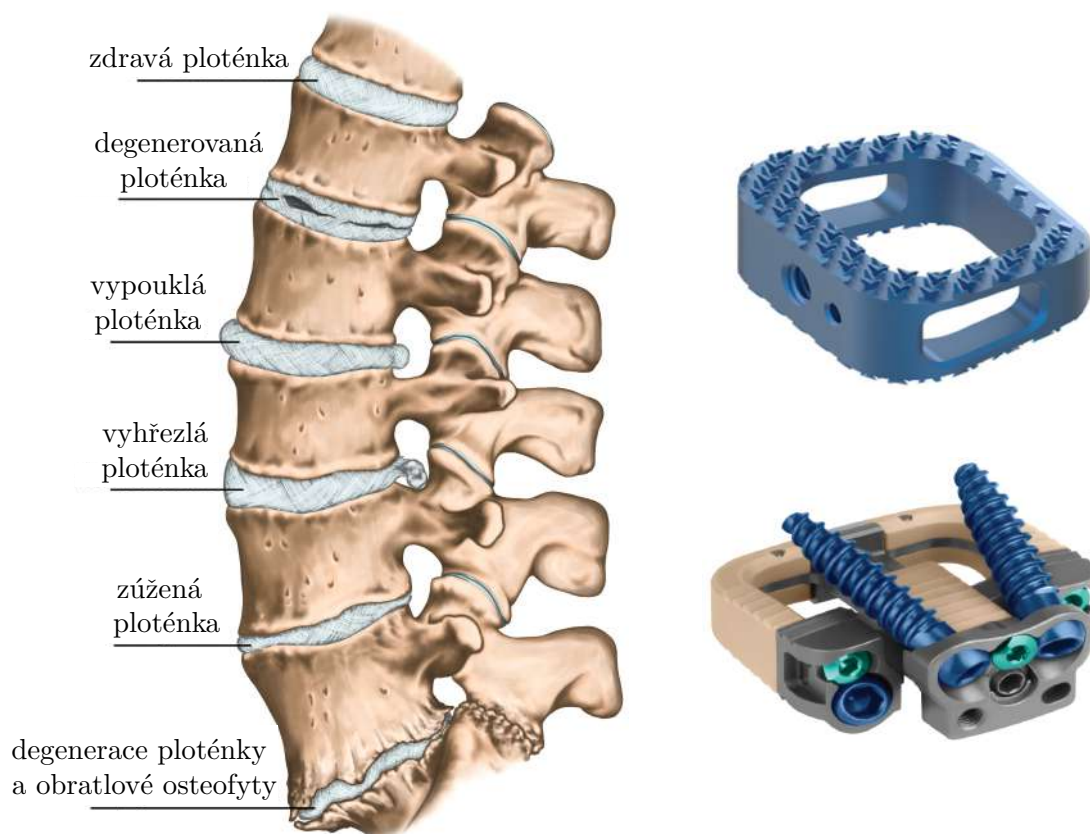
8.1.1. Klecový fixátor

Klecový fixátor se zavádí mezi těla dvou obratlů nejčastěji při poruše meziobratlové destičky (obrázek 8.1). Tento fixátor má obvykle pórovité stěny, a tak jimi může po zavedení snadněji prorůst kostní štěp. Při zavedení tohoto fixátoru ve většině případů není potřeba použití šroubů. Klecový fixátor zajišťuje pevnou fixaci, proto obvykle pacient po operaci nemusí používat stabilizační pomůcky [20, 28].

8.1.2. Deskový fixátor

Tyto fixátory se nejčastěji používají pro fixaci obratlů krční páteře. Do obratle se zavádí vždy pomocí šroubů, které tak zajišťují vysoké zpevnění páteřního segmentu. I když u tohoto typu dochází k pevnému spojení pomocí destičky a šroubů (obrázek 8.2), stále jde o natolik pohyblivé spojení, že umožňuje ohýbání páteře [20, 28].

8. PÁTEŘNÍ IMPLANTÁTY



Obrázek 8.1: Patologie meziobratlových destiček a klecové fixátory [27, 34]



Obrázek 8.2: Deskové páteřní implantáty [6]

8.1.3. Tyčinkový fixátor

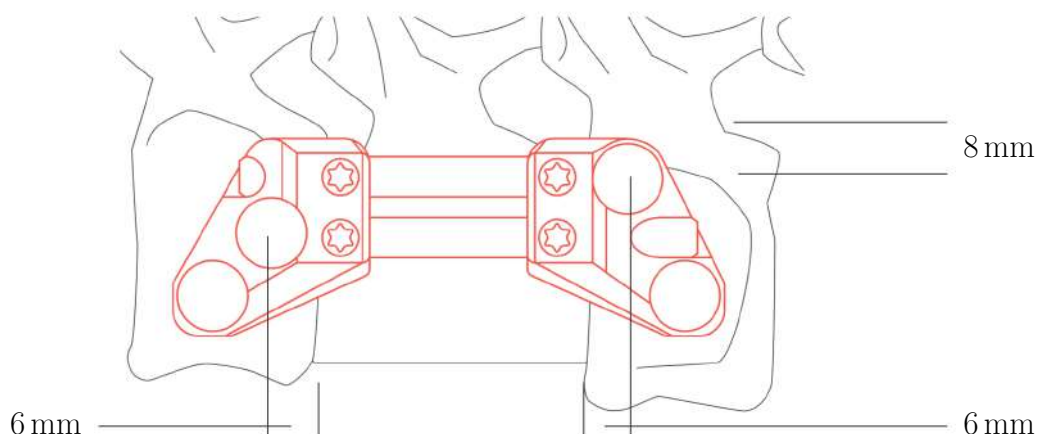
Tyčinkový fixátor je, stejně jako deskový, zaveden do páteře pomocí šroubů. Tento typ fixátoru se skládá z tyčinek, svěrek a šroubů. Tyčinkové fixátory mohou být tvořeny jednou, nebo dvěma řadami tyčinek. Tyčinky jsou přichyceny do svěrek, které jsou pevně spojeny pomocí šroubů k obratlům. V této práci provedeme analýzu právě tyčinkového fixátoru značky VENTROFIX, který se skládá ze dvou řad tyčinek [20, 28].

8.2. Zavedení páteřního fixátoru VENTROFIX

Následující postupy byly sepsány podle oficiálního návodu páteřního fixátoru VENTROFIX [38].

1. Určit potřebnou délku tyčinek a zavést je do svěrek

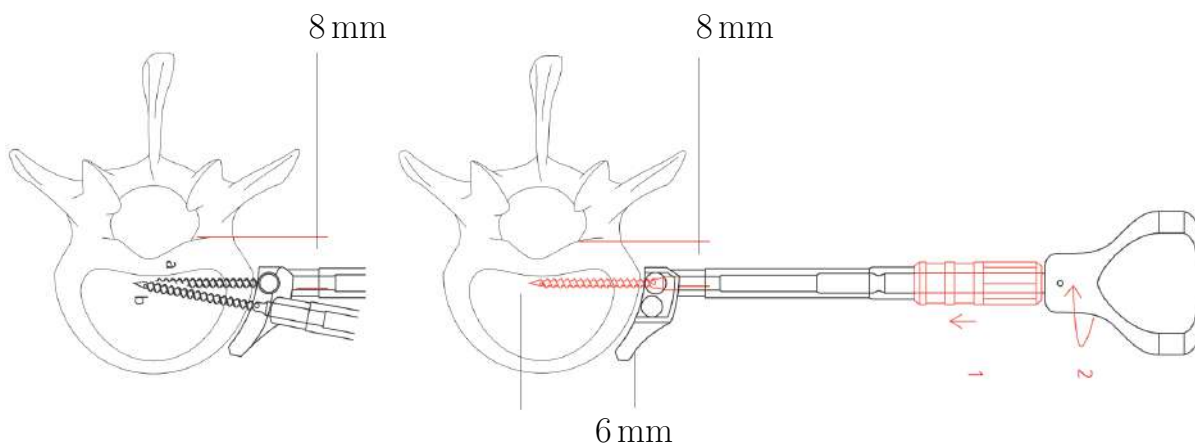
Před samotným zavedením implantátu je potřeba změřit vzdálenost mezi body, ve kterých budou navrtány šrouby. Poté se vloží tyčinky do svěrek a fixátor se napasuje na páteřní segment tak, aby bylo docíleno požadované polohy. Vzdálenost mezi koncem těla obratle a šroubem nesmí být menší než 6 mm. Vzdálenost mezi šroubem a začátkem obratlového oblouku musí být větší než 8 mm. Nakonec se tyčinky ve svěrkách jemně utáhnou.



Obrázek 8.3: Délka tyčinek fixátoru VENTROFIX [38]

2. Zavedení pomocných jehlic

Pomocné jehlice jsou dočasně zavedeny do těla obratle. Jehlice musí být minimálně 8 mm od začátku obratlového oblouku a maximální hloubka zavedení je 25 mm. Vzájemná pozice pomocných jehlic v těle obratle je znázorněna na obrázku 8.4.

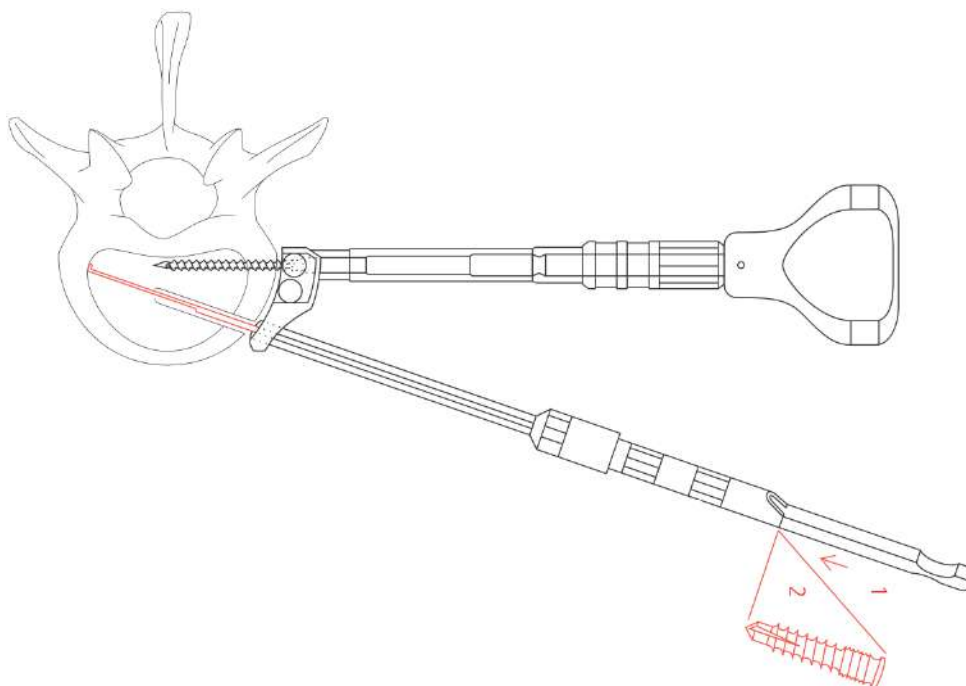


Obrázek 8.4: Zavedení pomocných jehlic [38]

8. PÁTEŘNÍ IMPLANTÁTY

3. Určení délky šroubů

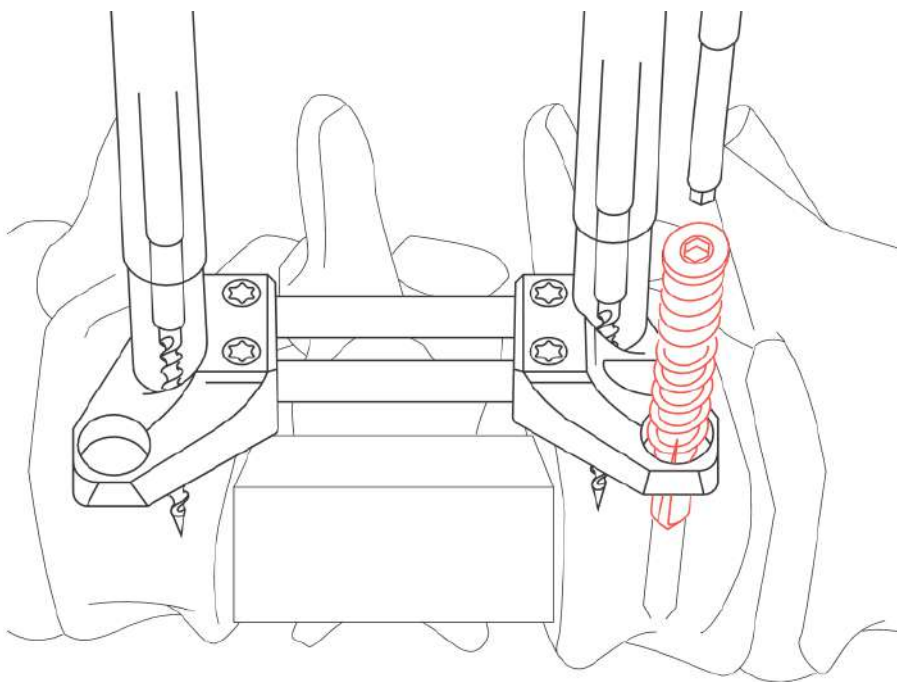
Pomocná jehlice je vyjmuta a vyvrtaná díra je následně roztažena roztahovacím šídlem. Dále je potřeba změřit hloubku vrtu a určit velikost šroubů.



Obrázek 8.5: Určení délky šroubů [38]

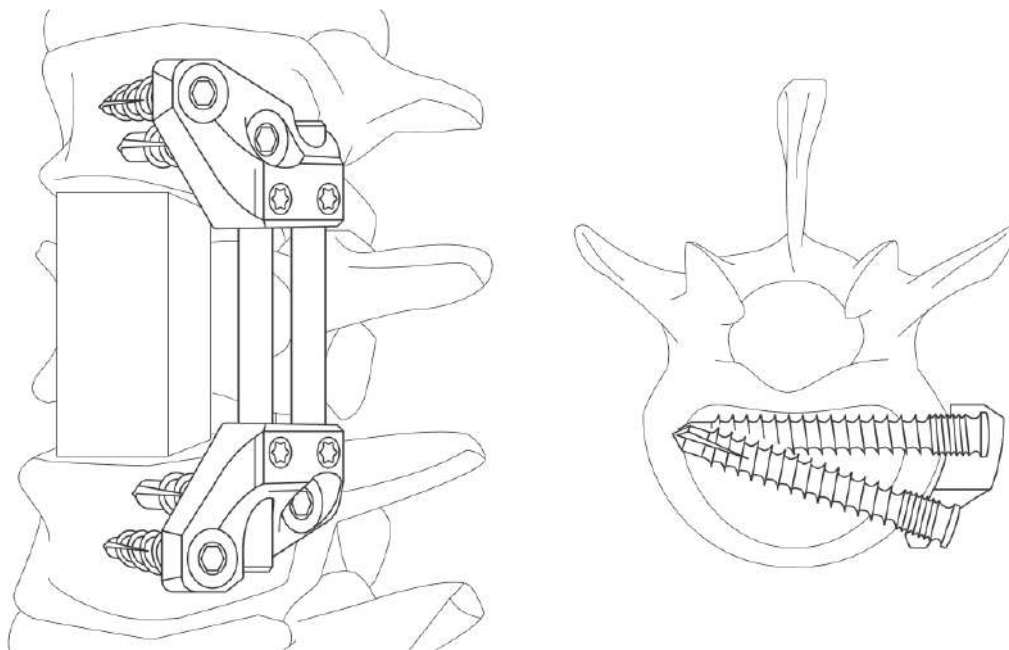
4. Navrtání šroubů do svěrek

Jakmile mají šrouby požadovanou délku, lze je zavést do těla obratle utahováním pomocí šestihránného šroubováku.



Obrázek 8.6: Navrtání šroubů do svěrek [38]

5. Konečná pozice všech čtyř šroubů



Obrázek 8.7: Konečná pozice zavedených šroubů [38]

9. Výběr metody řešení

Určení deformačně napěťových stavů páteře je možné buď to výpočtovým nebo experimentálním modelováním. Posouzení interakce kostní tkáně a fixačních šroubů a určení kontaktních tlaků v kloubních chrupavkách je pomocí experimentálního modelování jen těžce proveditelné. Řešení deformačně napěťových stavů bylo v této práci provedeno výpočtovým modelováním, pomocí metody konečných prvků. Toto řešení vyžaduje tvorbu vhodného výpočtového modelu, který se skládá z dílčích modelů geometrie, materiálu, vazeb a zatížení. Model geometrie je tvořen pěti obratli T11–L3, čtyřmi meziobratlovými destičkami a osmi kloubními chrupavkami. Model materiálu zahrnuje homogenní a heterogenní vlastnosti spongiozní kostní tkáně. Dále je řešena varianta s degradovanými vlastnostmi modelu materiálu obratle L1. Model vazeb a zatížení charakterizuje spojení mezi všemi částmi modelu geometrie. Zahrnuje také vliv páteřních vazů mezi obratli páteře. Pro řešení problému metodou konečných prvků byl použit software ANSYS [5].

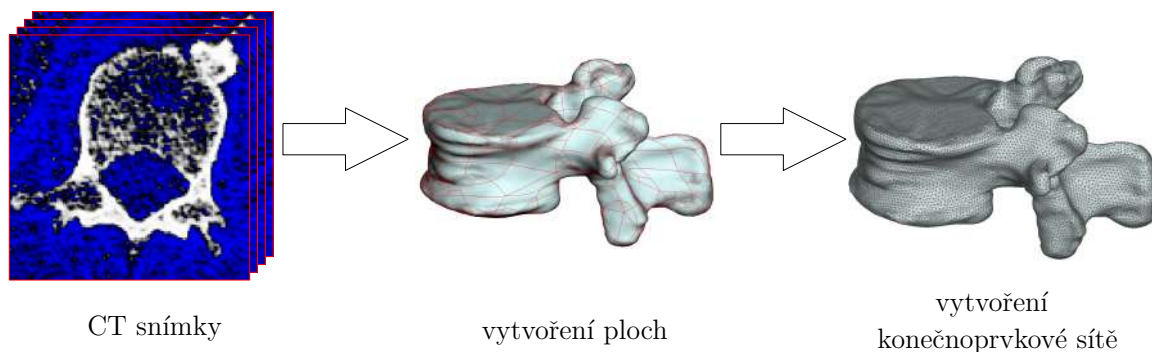
10. Výpočtový model

10.1. Model geometrie

10.1.1. Model geometrie páteřních obratlů

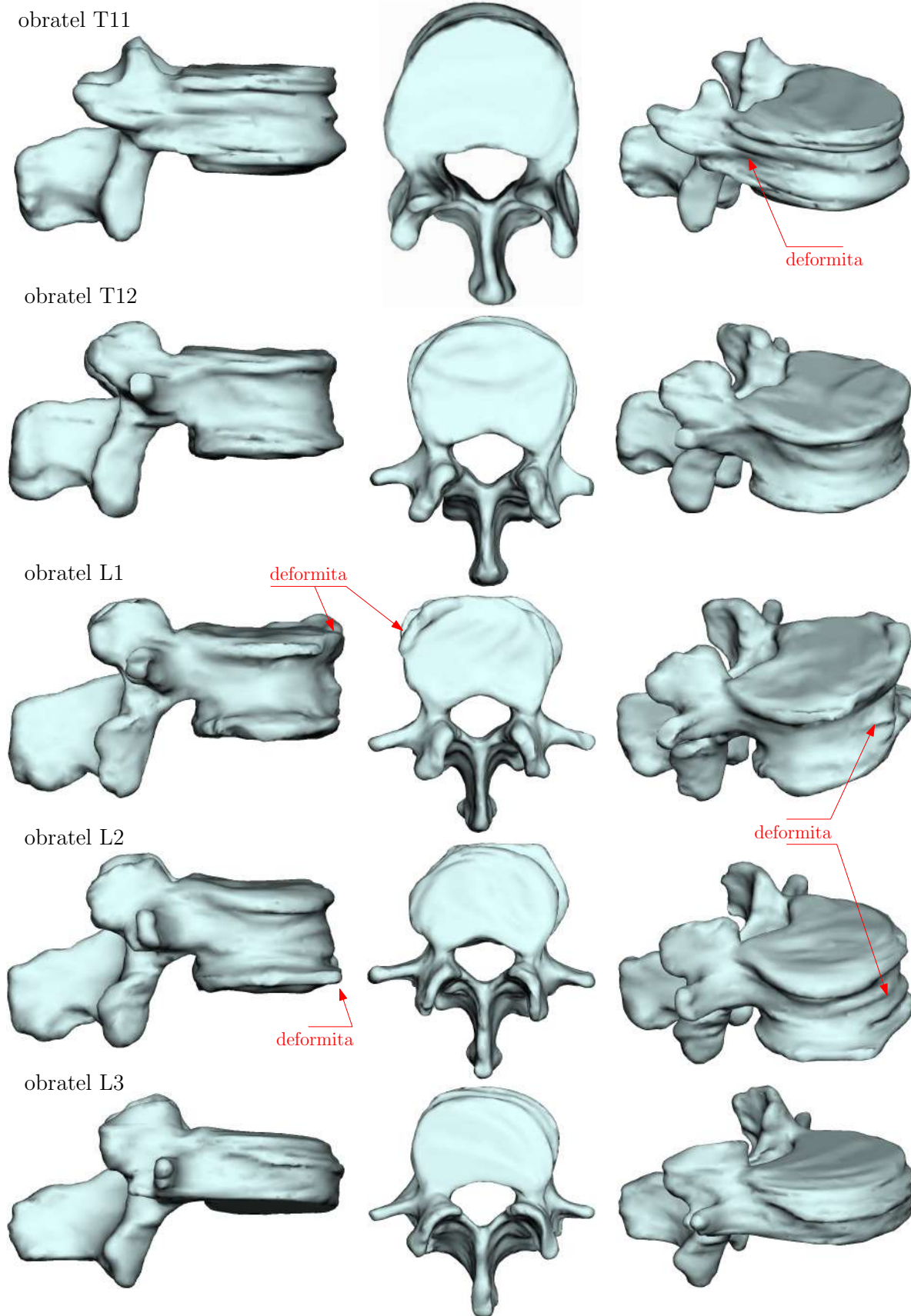
Vstupními daty pro vytvoření modelu geometrie páteřních obratlů byly anonymizované CT snímky páteře, které poskytl archiv Fakultní nemocnice Ostrava. Rozlišení CT snímků je 512×512 pixelů, přičemž rozměry pixelu jsou $0,6 \times 0,6$ mm. Jedná se o anonymizované CT snímky 60-ti letého muže. Všechny další informace o pacientovi, který CT vyšetření podstoupil nemohou být zveřejněny. Z tvaru obratlů na CT snímcích lze však pozorovat deformitu geometrie těla obratlů páteře.

Pro řešení DN stavů a s ohledem na časovou náročnost jak tvorby samotného výčtového modelu, tak i jeho následného řešení byl vytvořen segment páteře skládající se z pěti obratlů T11–L3. Pomocí programu STL Model creator [23] byly z CT snímků manuální segmentací vytvořeny vnější povrchy obratlů. Manuální segmentace spočívá v tom, že uživatel podle barvy pixelů na CT snímku, která představuje hustotu kostní tkáně, hledá hranici mezi měkkou a kostní tkání a prokládá ji křivkou. Při manuální segmentaci byla hranice tvořena množinou bodů, kterými se proložila interpolační křivka. Hranice segmentovaných vrstev poté v prostoru tvoří plášť obratle. Tento plášť lze pak exportovat ve formátu STL. V softwaru SolidWorks [12] byly poté na geometrii vytvořeny plochy, které byly následně upraveny pro export do softwaru ANSA [3], kde byla vytvořena konečnoprvková síť.



Obrázek 10.1: Proces vytváření modelu geometrie

10. VÝPOČTOVÝ MODEL

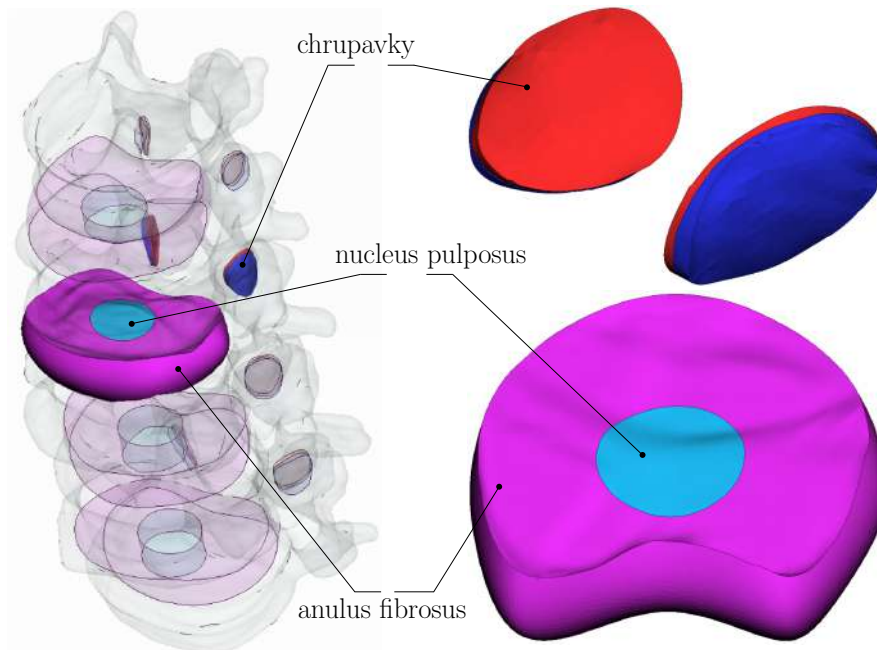


Obrázek 10.2: Deformita obratlů T11–L3

10.1.2. Model geometrie meziobratlových destiček a kloubních chrupavek

Hustota meziobratlových destiček a chrupavek obratlových kloubů je v porovnání s hustotou kostní tkáně výrazně menší. Proto tvar meziobratlových destiček a chrupavek obratlových kloubů není možné na CT snímcích rozlišit.

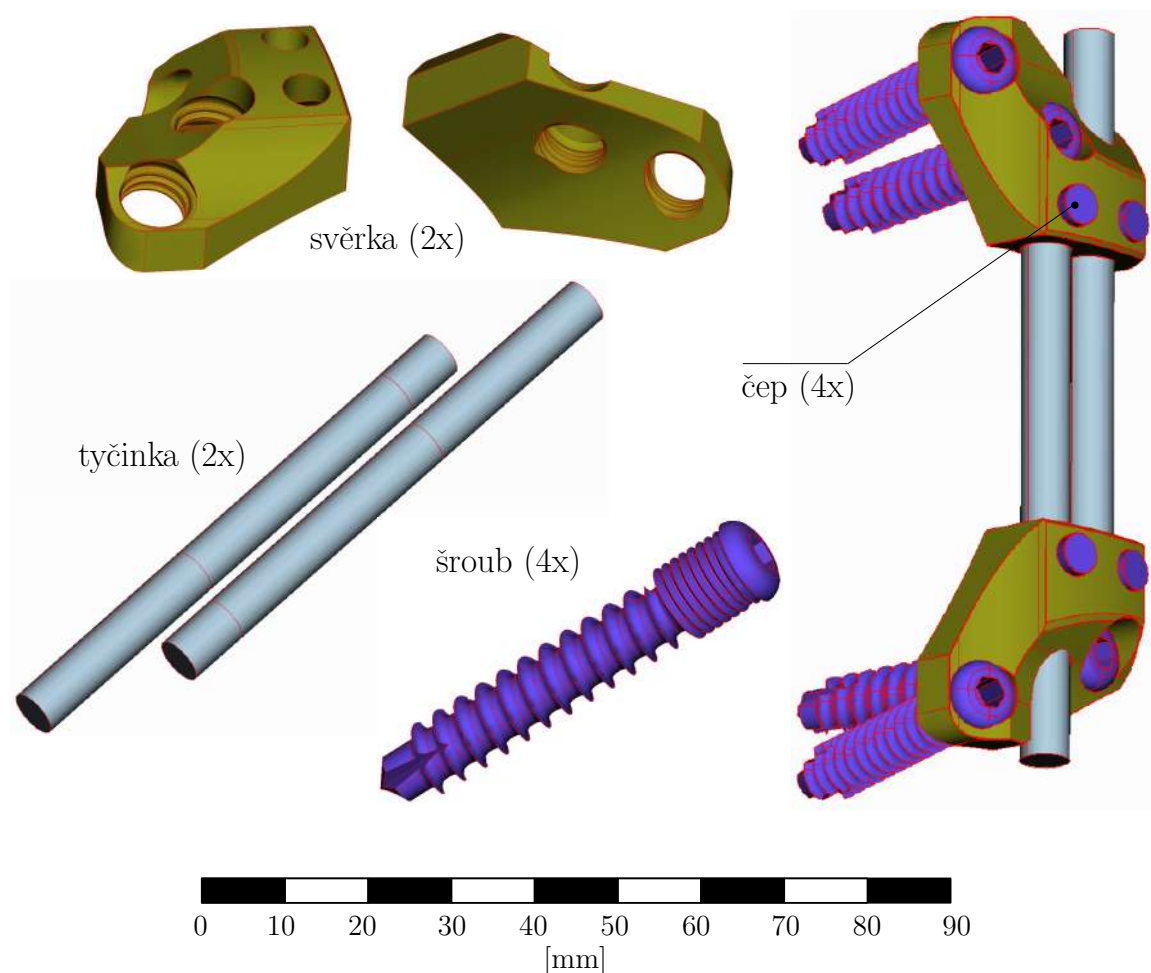
Tyto entity byly v softwaru SolidWorks modelovány způsobem, který zajistil shodu jejich tvaru s geometrií páteřních obratlů, na které jsou napojeny meziobratlové destičky. Chrupavky obratlových kloubů byly modelovány tak, aby dosedaly na kloubní výběžky sousedících obratlů. Po povrchu obratle byla v místech, kde se kloubní chrupavky nacházejí, vedena interpolační křivka, která představuje hranici kloubní chrupavky. Tato hranice byla vytvořena také na sousedním obratli a obě hranice byly nakonec spojeny plochou tak, aby společně vytvořily objem kloubní chrupavky. Po vytvoření objemů čtyř meziobratlových destiček a osmi kloubních chrupavek byly ploténky rozděleny na nucleus pulposus a anulus fibrosus (obr 10.3). Osm kloubních chrupavek bylo rozděleno na 16 objemů, na kterých poté byly vytvořeny kontakty.



Obrázek 10.3: Model geometrie plotének a chrupavek

10.1.3. Model geometrie páteřního fixátoru

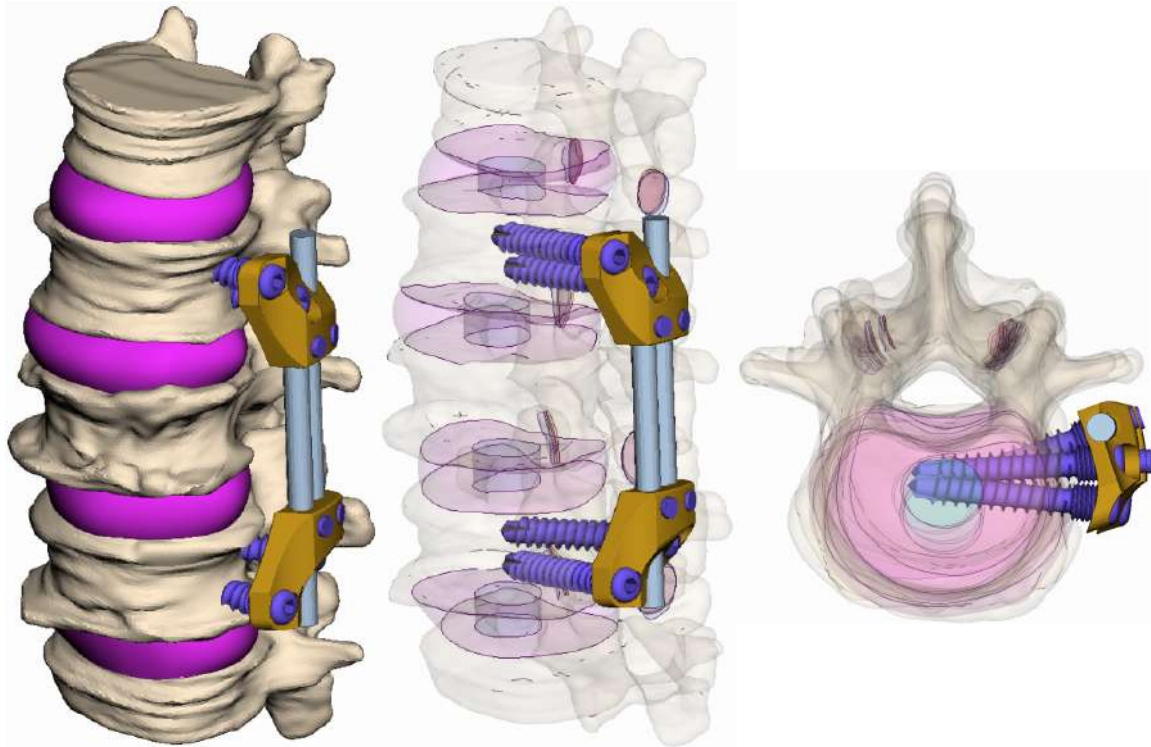
Rozměry páteřního fixátoru byly přejaty od výrobce VENTROFIX. Páteřní fixátor byl poskytnut vedoucím práce a geometrie fixátoru byla přibližně přeměřena pomocí posuvného pravítka. V softwaru SolidWorks byl vytvořen model geometrie fixátoru (obrázek 10.4), který se skládá ze čtyř šroubů s dvojitým závitem, dvou tyčinek, dvou svěrek a čtyř čepů.



Obrázek 10.4: Model geometrie soustavy páteřního fixátoru

Vnější průměr spodního závitu šroubu je 7,3 mm. Délka šroubu je 45 mm. Vzdálenost vnějších okrajů svěrek fixátoru je 89 mm (obrázek 10.4).

Při zavádění šroubů fixátoru do těl obratlů (obrázek 10.5) bylo postupováno dle návodu výrobce (viz kapitola 8.2). Zavedení fixátoru bylo provedeno v softwaru ANSA, aby byla zachována nejen geometrie, ale také vlastnosti konečnoprvkové sítě těl obratlů v místech styku se šrouby fixátoru.



Obrázek 10.5: Zavedení šroubů do páteřního segmentu

10.2. Model materiálu

V této práci byl pro všechny entity řešené soustavy použit **homogenní** model materiálu. Dále byl použit **heterogenní** model materiálu spongiozní kostní tkáně a model materiálu zahrnující **degradované vlastnosti a chování** obratle L1.

10.2.1. Model materiálu s homogenními vlastnostmi

Tento model popisuje všechny prvky páteřního segmentu homogenním, izotropním, lineárně elastickým modelem materiálu. Tento Hookovský materiál je charakterizován dvěma materiálovými charakteristikami – Youngovým modulem E [MPa] a Poissonovým poměrem μ [-]. Na základě dostupné literatury byly vybrány hodnoty zmíněných materiálových charakteristik (tabulka 10.1) pro model páteřního segmentu 60-ti letého muže, a také pro model páteřního fixátoru.

entita	E [MPa]	μ [-]	literatura
kortikální kostní tkáň	16 000	0,25	[15, 21]
spongiozní kostní tkáň	120	0,25	[15, 21]
nucleus pulposus	2	0,49	[37]
anulus fibrosus	25	0,39	[22]
kloubní chrupavka	2,28	0,3	[18]
svěrky, čepy a šrouby fixátoru	96 000	0,36	[38]
tyčinky fixátoru	102 000	0,36	[38]

Tabulka 10.1: Vlastnosti homogenního modelu materiálu

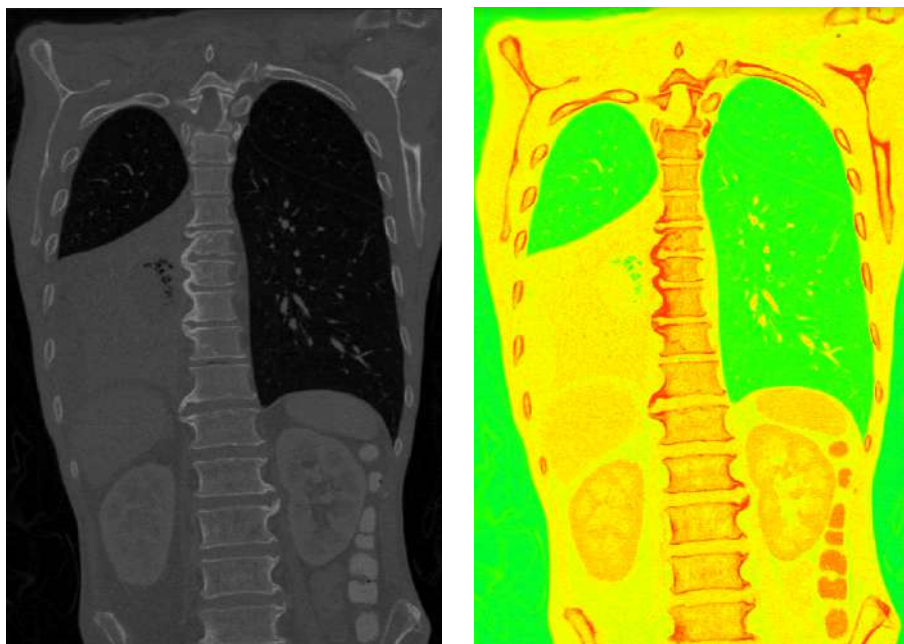
10.2.2. Model materiálu s heterogenními vlastnostmi spongiozní kostní tkáně

Heterogenní model materiálu je v literatuře často používán [2, 16, 33, 36]. Tento model respektuje rozložení hustoty spongiozní kostní tkáně [24] tak, jak jej lze pozorovat na CT snímcích (obrázek 10.7). Každý CT snímek se skládá z pixelů, přičemž je každý pixel popsán CT číslem, které obsahuje informaci o hustotě kostní tkáně (obrázek 10.7). Hustota kostní tkáně ρ [$\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$] je dle rovnice 10.1 lineární funkcí CT čísla [30]. Pomocí vztahu 10.2 lze převést hustotu ρ na Youngův modul E [MPa].

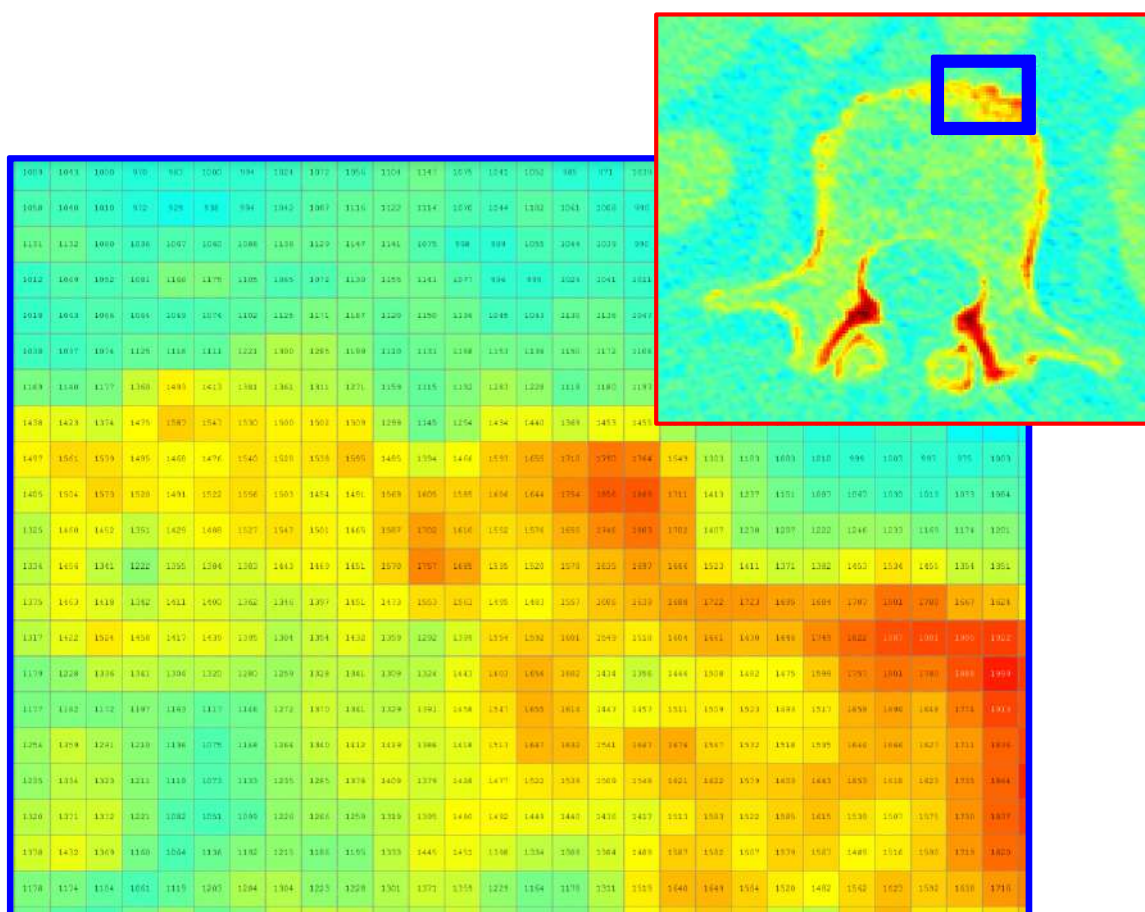
Měření hustoty kostní tkáně pomocí CT čísel bylo provedeno v programu ROI Analysis [23]. Před samotným měřením CT čísel je zapotřebí provést kalibraci CT tak, že jsou ze snímků naměřeny hodnoty CT čísel pro vodu CT_w a pro vzduch CT_a . Tyto hodnoty se následně dosadí do vztahu 10.2, ze kterého lze vytvořit skalární pole hodnot Youngova modulu pro všechny CT snímky. Hodnoty Youngova modulu jsou poté použity při popisu vlastností modelu materiálu spongiozní kostní tkáně v softwaru ANSYS.

$$\rho = 1,122 \left(1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \right) + 47 \quad (10.1)$$

$$E = 0,02 \cdot \rho^{1,75} \quad (10.2)$$



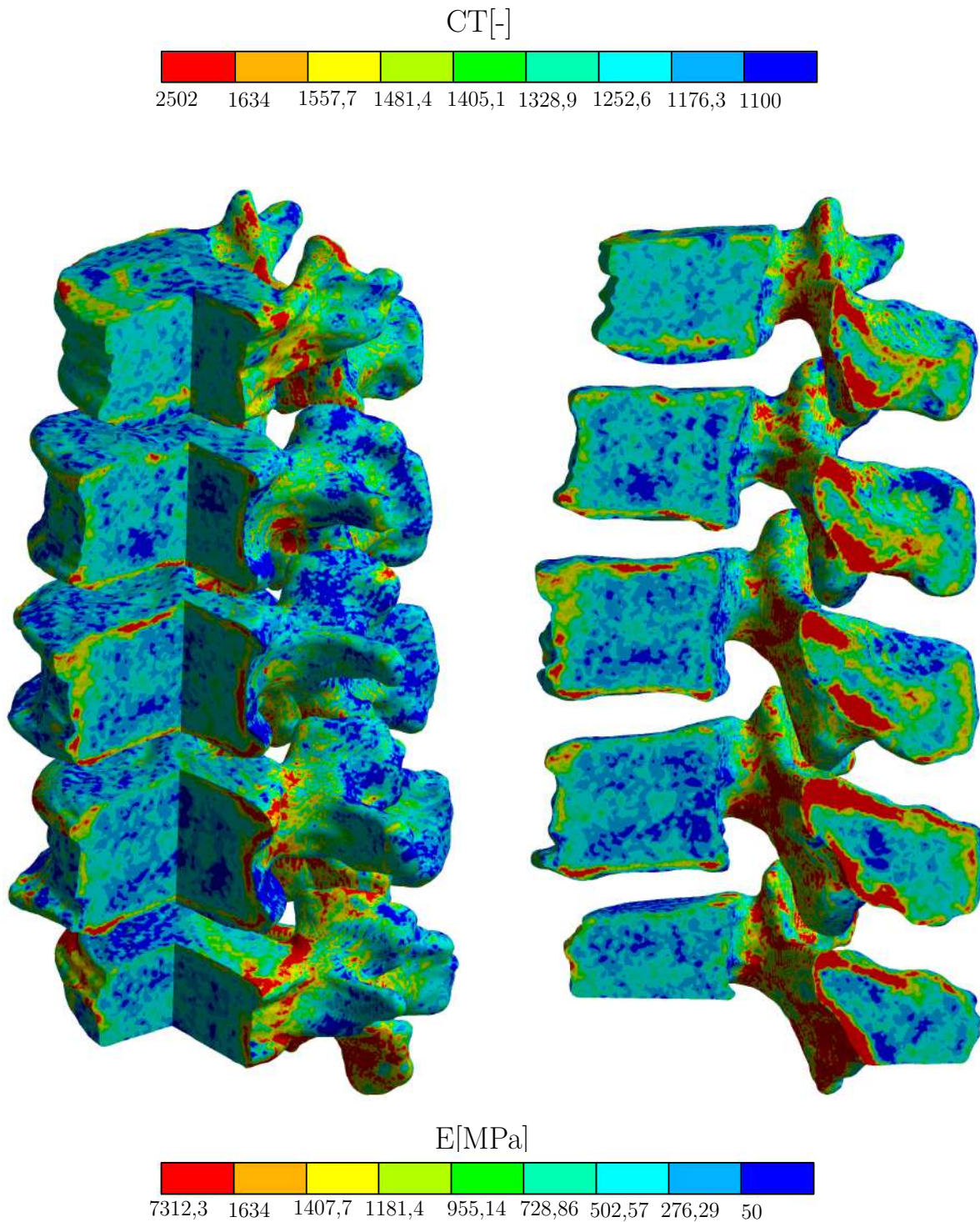
Obrázek 10.6: Rozložení CT čísel



Obrázek 10.7: Zobrazení CT čísel jednotlivých pixelů CT snímku

10. VÝPOČTOVÝ MODEL

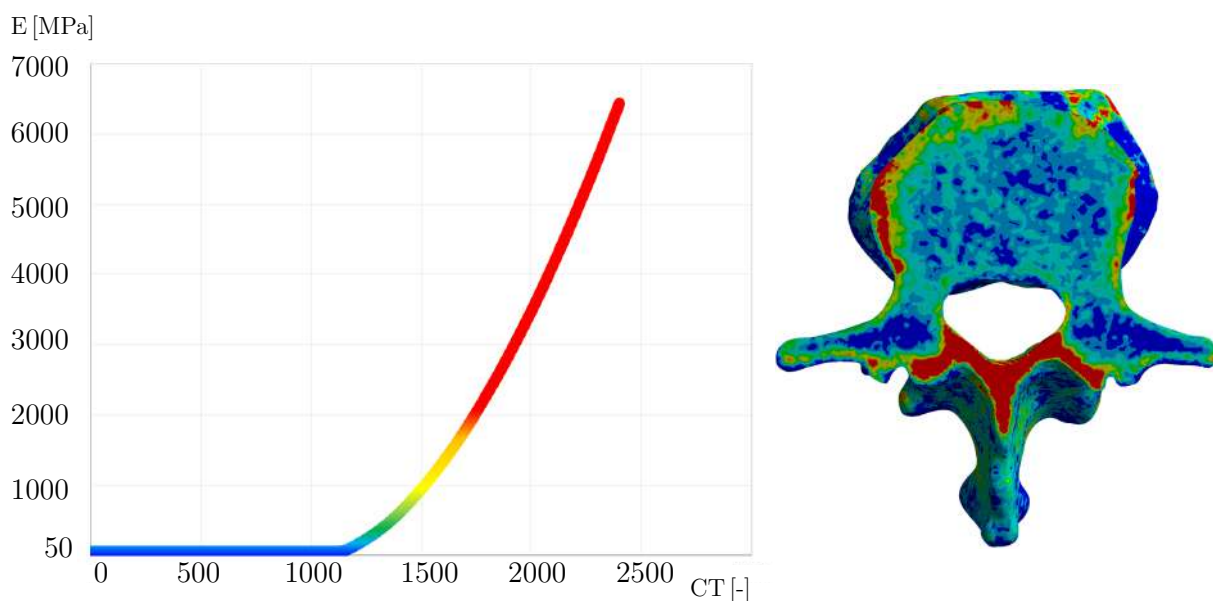
Pomocí vztahů 10.1 a 10.2 bylo z CT čísel vytvořeno skalární pole hodnot Youngova modulu a namapováno do uzlů konečnoprvkové sítě příslušící spongiozní kostní tkáni. Na obrázku 10.8 lze pozorovat rozložení CT čísel a hodnot Youngova modulu na celém modelu geometrie.



Obrázek 10.8: Rozložení CT čísel a hodnot Youngova modulu ve spongiozní tkáni

CT číslům, která nabývají hodnoty 1100 a méně, byla podle [31] přiřazena konstantní hodnota Youngova modulu $E = 50$ MPa. Poté lze s použitím vztahů 10.1 a 10.2 popsat Youngův modul E jako funkci CT čísla danou předpisem

$$E(CT) = \begin{cases} 0,02 \cdot \{1,122 \left(1000 \cdot \frac{CT-CT_w}{CT_w-CT_a}\right) + 47\}^{1,75}; & \forall CT > 1100 \\ 50; & \forall CT \leq 1100 \end{cases}$$



Obrázek 10.9: Funkční závislost Youngova modulu na CT číslu

10.2.3. Model materiálu s degradovanými vlastnostmi obratle L1

U modelu materiálu zahrnující degradaci vlastností a chování obratle L1 byl snížen Youngův modul pružnosti jak kortikální kostní tkáň, tak spongiozní kostní tkáň na polovinu (tabulka 10.2).

entita	E [MPa]	μ [-]	literatura
kortikální kostní tkáň	8 000	0,25	[15, 21]
spongiozní kostní tkáň	60	0,25	[15, 21]

Tabulka 10.2: Degradované vlastnosti modelu materiálu obratle L1

10.3. Konečnoprvková síť

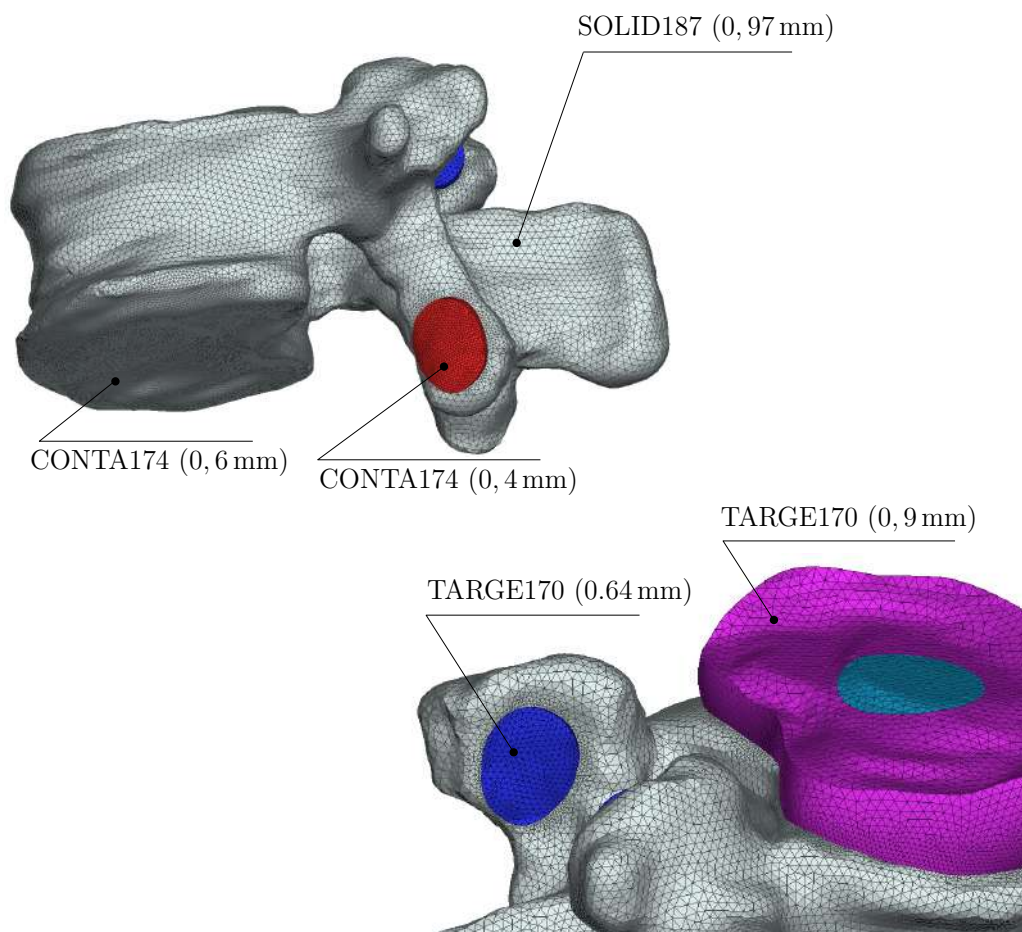
Vzhledem k složitému modelu geometrie byl pro vytvoření sítě konečných prvků použit software ANSA, který disponuje bohatou nabídkou nástrojů a funkcí pro tvorbu sítě konečných prvků. Po vytvoření sítě konečných prvků byl model exportován ve formátu CDB do prostředí Ansys Workbench, ve kterém proběhl samotný výpočet řešení.

Při vytváření sítě konečných prvků byly použity kvadratické prvky SOLID187, skořepinové prvky SHELL281, kontaktní prvky CONTA174 a TARGE170, prvek hmotného bodu MASS21 a prvek lineární pružiny COMBIN39 (obrázek 10.11).

Model těl obratlů v sobě zahrnuje jak spongiózní, tak kortikální kostní tkáň. Spongiózní kostní tkáň je vytvořena pomocí prvků SOLID187, kortikální kostní tkáň reprezentují prvky SHELL281. Vazy jsou tvořeny pomocí prvku COMBIN39.

Na místech, kde docházelo ke kontaktu těles (obrázek 10.10) byla pro zajištění co nejrychlejší konvergence síť zjemněna a upravena tak, aby poměr délky elementu prvku CONTA174 vůči délce elementu prvku TARGE170 byl přibližně $\frac{2}{3}$.

Sítování bylo provedeno algoritmem, který zajišťuje růst prvků do hloubky maximálně o 1,3 násobek velikosti povrchového prvku. Také byl v celé konečnoprvkové síti soustavy zajištěn výskyt minimálně dvou prvků po tloušťce (obrázek 10.12).



Obrázek 10.10: Velikosti prvků na kontaktních plochách

SOLID187

SOLID187 je kvadratický 3D prvek, který je tvořen 10ti uzly. Je vhodný pro tvorbu složitých modelů geometrie. Má 3 stupně volnosti – posuvy ve všech směrech x, y, z .

SHELL281

SHELL281 je kvadratický prvek, který je vhodný pro modelování tenkostěnných těles. Má 8 uzlů a 6 stupňů volnosti – 3 posuvy a 3 rotace ve směrech x, y, z .

CONTA174 a TARGE170

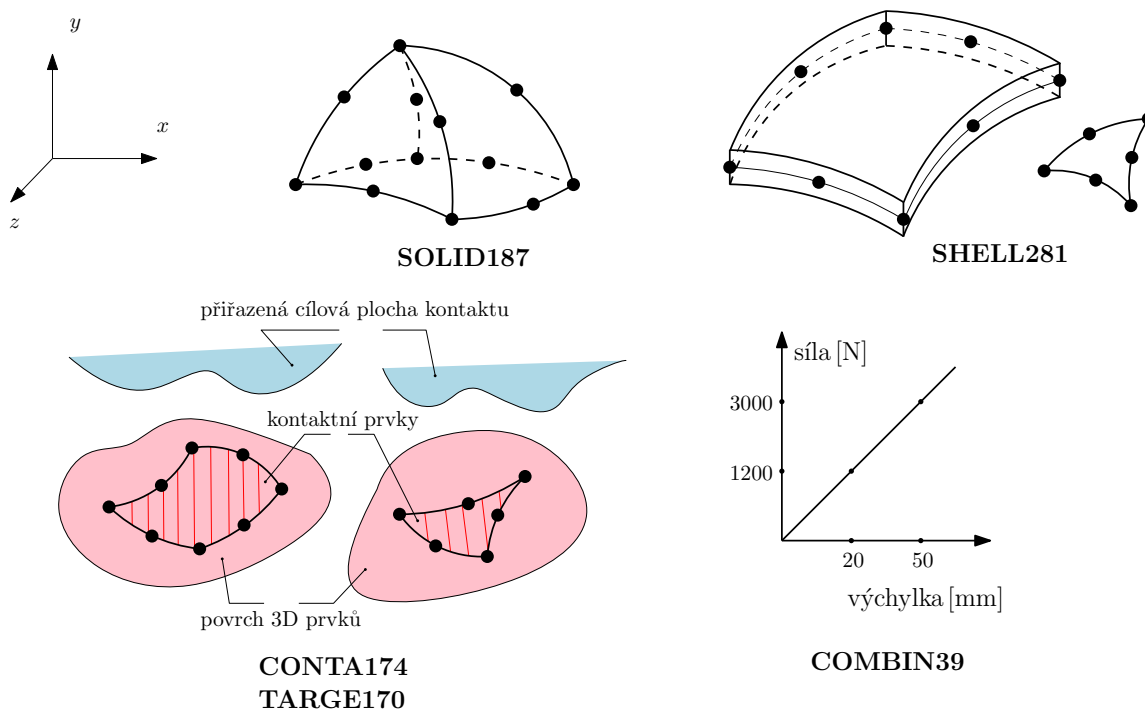
Prvek CONTA174 je vkládán na plochy, na kterých má dojít ke kontaktu částí soustavy. CONTA174 převezme všechny vlastnosti plochy, na kterou je vkládán a umožňuje nastavit typ a celkové chování kontaktu. Na ploše, která tvoří s kontaktní plochou pár, jsou vytvořeny prvky typu TARGE170.

COMBIN39

Prvek COMBIN39 představuje nelineární pružinu, která slouží jako model vazů (obrázek 10.14). V tomto výpočtovém modelu je charakterizována jako lineární pružina s tuhostí $k = 60 \frac{\text{N}}{\text{mm}}$ v tahu [19]. Při tlaku je tuhost pružiny uvažována jako nepodstatná (obrázek 10.11).

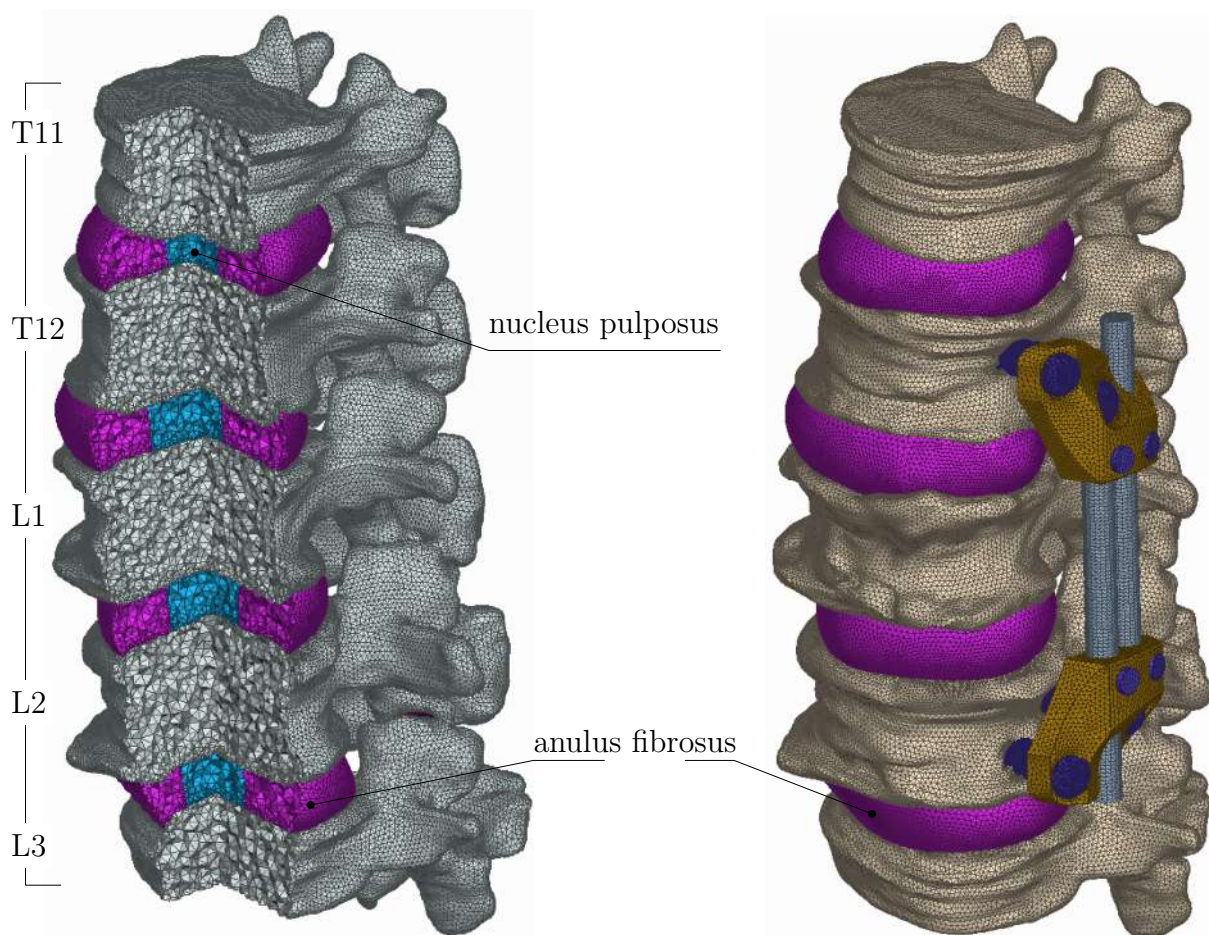
MASS21

Prvek MASS21 reprezentuje hmotný bod, který je svázán s horní plochou obratle T11 a představuje zatížení páteřního segmentu od horní části trupu o velikosti 40 kg [39].



Obrázek 10.11: Přehled použitých prvků [4]

10. VÝPOČTOVÝ MODEL



Obrázek 10.12: Konečnoprvková síť

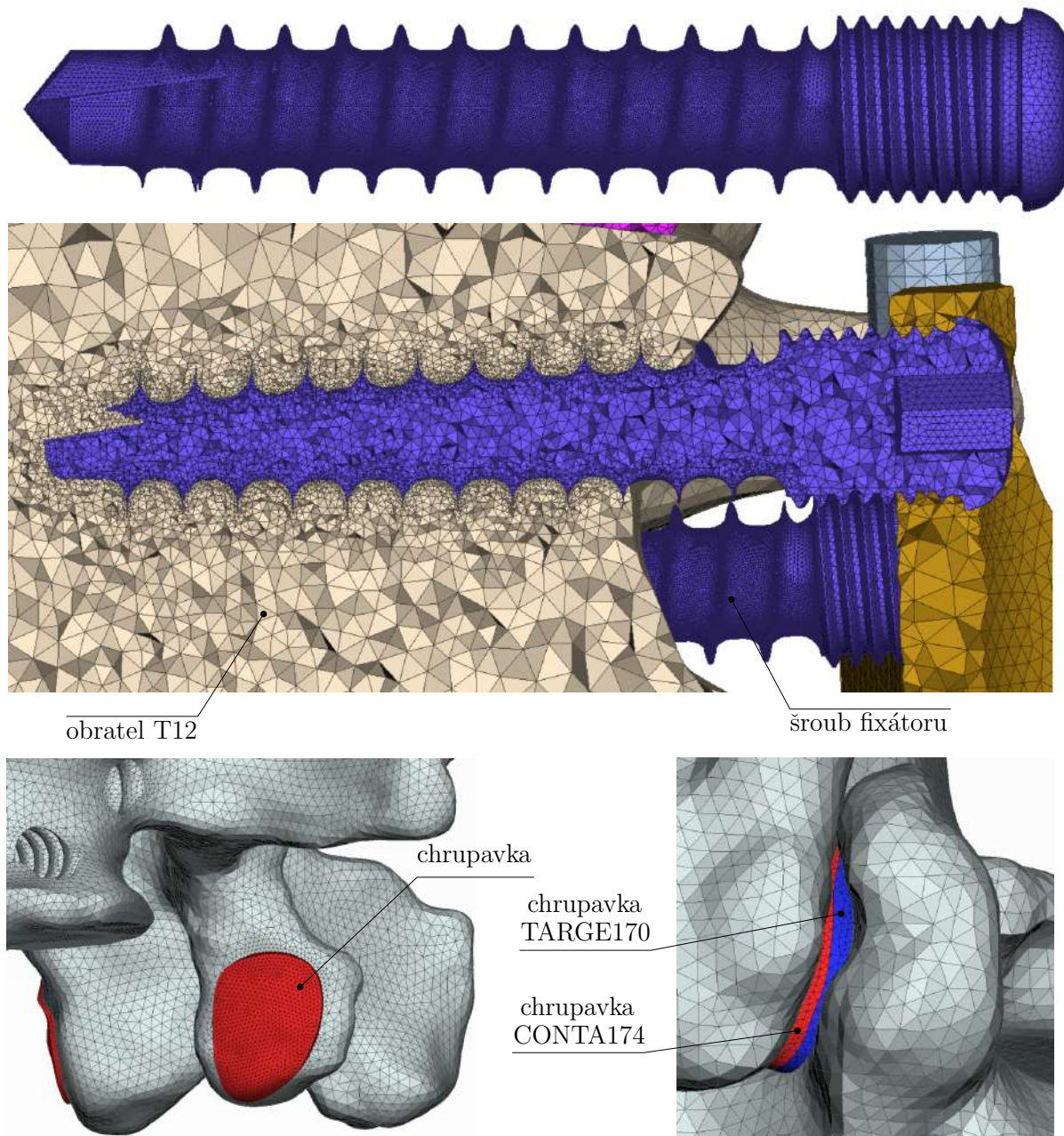
entita	počet elementů	velikost elementu [mm]	počet uzlů
obratle T11–L3 spongióza	2 947 163	1	4 545 907
obratle T11–L3 kortika	137 877	1	1 088 227
anulus fibrosus	302 254	1	133 214
nucleus pulposus	53 504	1	491 798
kloubní chrupavky	70 324	0,38	88 659
šrouby	1 801 889	0,1	2 910 880
tyčinky	24 623	0,9	41 800
svěrky	46 290	1	83 766
čepy	3 194	1	5 715
Σ	5 387 118		9 389 966

Tabulka 10.3: Charakteristika sítě

Všechny hodnoty v tabulce 10.3 uvádějí počty elementů a jejich velikost páteřního segmentu se zavedeným fixátorem. Celkový počet elementů fyziologického výpočtového modelu je 1 826 821. Takto vysoký počet prvků konečnoprvkové sítě byl volen nejen kvůli tvarovým detailům páteřního segmentu, ale také pro korektní namapování nehomogenních vlastností materiálu spongiózní kostní tkáně z CT snímků [7].

10.4. Kontaktní páry

V softwaru ANSA byly na geometrii soustavy vytvořeny komponenty, na kterých dochází ke kontaktu. Na těchto místech byla síť upravena (tabulka 10.3). Jedná se hlavně o místa, ve kterých dochází k vyhodnocení výsledků. Zvláštní důraz byl kladen na kvalitu sítě v okolí styku šroubu fixátoru s tělem obratle a dále oblast styku kloubních chrupavek (obrázek 10.13). Na těchto komponentách byly poté v softwaru Ansys Workbench nastaveny kontaktní páry pomocí prvků CONTA174 a TARGE170.



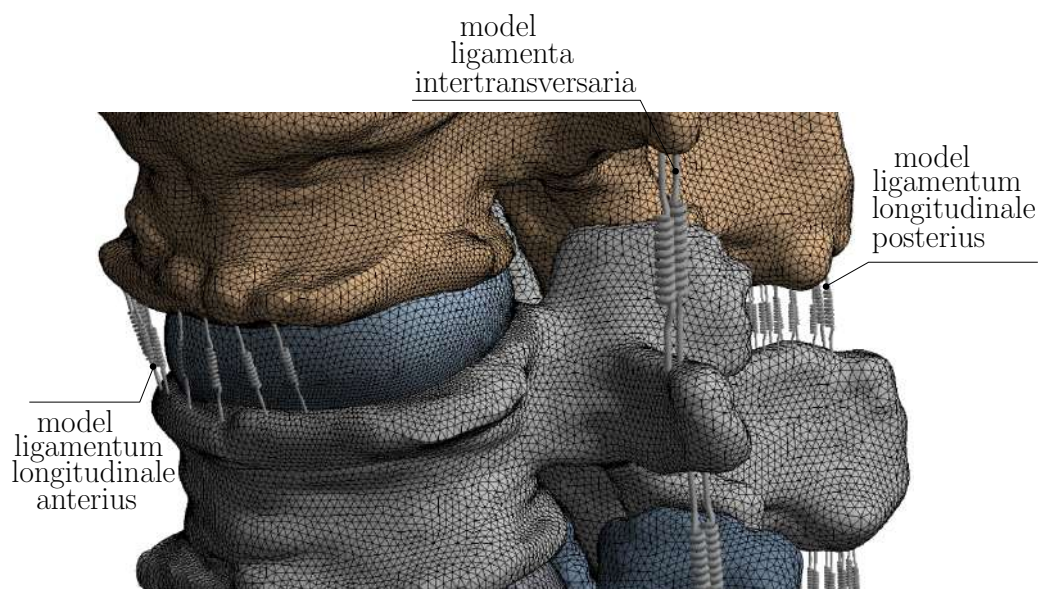
Obrázek 10.13: Konečnoprvková síť v oblasti šroubů a kloubních chrupavek

kontaktní pár	typ kontaktu	koeficient tření	literatura
ploténka – tělo obratle	bonded	–	
kloubní chrupavky	frictional	0,01	[9]
šroub – tělo obratle	frictional	0,2	[31]
šroub – svěrka	frictional	0,2	[31]
svěrka – čep	bonded	–	
svěrka – tyčinka	bonded	–	

Tabulka 10.4: Charakteristika kontaktních párů

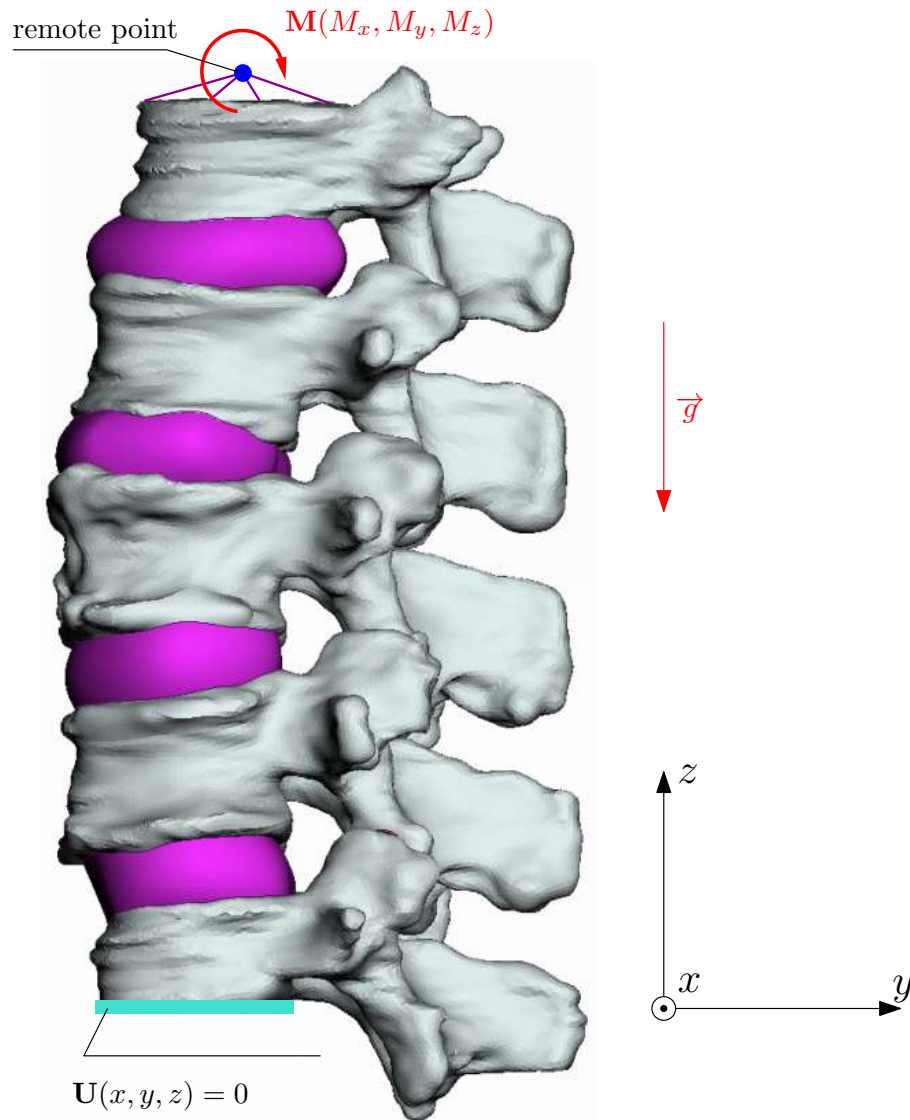
10.5. Model vazeb a zatížení

Při tvorbě modelu zatížení páteřního segmentu bylo zvoleno silové zatížení ohybovým momentem. Oproti deformačnímu zatížení zajišťuje silové zatížení stejné výchozí podmínky při srovnávání modelu páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a ve stavu se zavedeným fixátorem. Horní plocha obratle T11 byla pomocí podmínky „remote point“ svázána s hmotným bodem, jehož hmotnost byla nastavena na 40 kg [39] a simuluje tak zatížení segmentu páteře tíhou horní části těla při stání v základní anatomické poloze (kapitola 7.1). Dále byla soustava jednotlivě zatížena všemi šesti ohybovými momenty o konstantní velikosti 10 Nm [40]. Tato zatížení představují **předklon** (kladný ohybový moment vztažený k ose x), **záklon** (záporný ohybový moment vztažený k ose x), **úklon vlevo** (kladný ohybový moment vztažený k ose y), **úklon vpravo** (záporný ohybový moment vztažený k ose y), **natočení vlevo** (kladný ohybový moment vztažený k ose z) a **natočení vpravo** (záporný ohybový moment vztažený k ose z). Působení tohoto kroučícího momentu odpovídá podle [8] vzájemnému natočení obratlů L1–S1 (čili celé části bederní páteře) ve fyziologickém stavu o 5° při předklonu a záklonu (flexi a extenzi), 6° při úklonu do strany (laterální flexe) a 6° při natočení kolem osy z (axiální rotace).



Obrázek 10.14: Model páteřních vazů vytvořený pomocí lineárních pružin

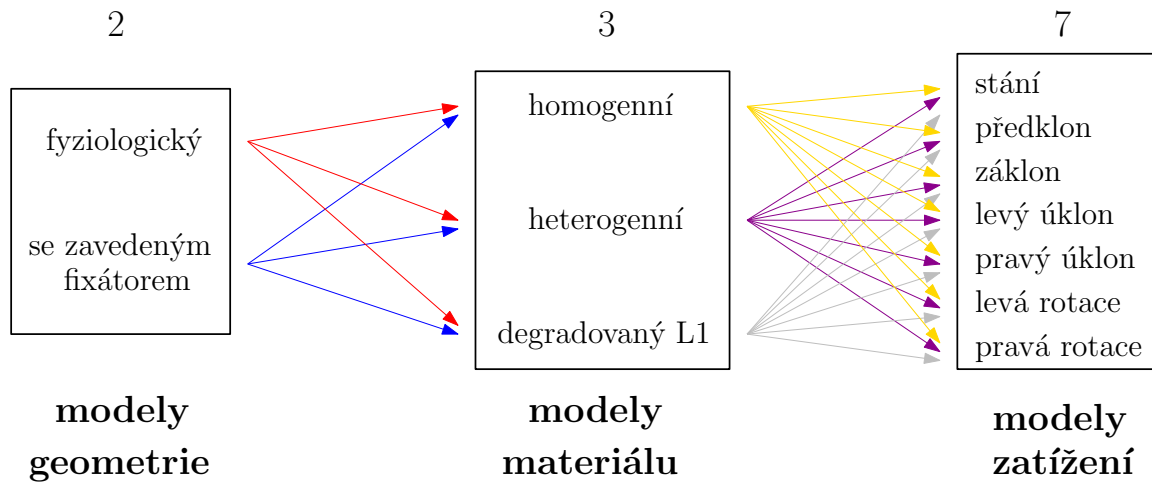
Při vytváření modelu páteřních vazů byly použity prvky lineárních pružin. Tyto prvky byly umístěny na základě anatomické polohy *ligamentum longitudinale anterius* spojující přední stranu obratlů, *ligamentum longitudinale posterius* propojující zadní stranu obratlů a *ligamenta intertransversaria*, které se lnou mezi příčnými výběžky těl obratlů (obrázek 10.14, kapitola 7.4). Na dolní ploše obratle L3 bylo zamezeno posuvům ve všech směrech.



Obrázek 10.15: Model uložení soustavy

10.6. Přehled řešených variant

Celkem bylo řešeno 42 výpočtových modelů, zahrnující dva modely geometrie, třemi modely materiálu kostních tkání a sedmi modely zatížení (obrázek 10.16).



Obrázek 10.16: Přehled řešených výpočtových modelů

Pro dva modely geometrie (páteřní segment ve fyziologickém stavu a ve stavu se zavedeným fixátorem), model materiálu homogenních a heterogenních vlastností spongiozní kostní tkáně a dva různé stavy obratle L1 (přirozený a degradovaný) bylo řešeno celkem sedm zatěžovacích stavů. Ty představují základní pohyby lidské páteře:

- stání
- předklon (flexe) a záklon (extenze)
- úklon (laterální flexe) na pravou a levou stranu
- rotace

pohyb	zatížení			gravitace	hmotný bod
	M_x [Nm]	M_y [Nm]	M_z [Nm]		
stání					
předklon	10				
záklon	-10				
levý úklon		10		$9,807 \text{ ms}^{-2}$	40 kg
pravý úklon		-10			
levá rotace			10		
pravá rotace			-10		

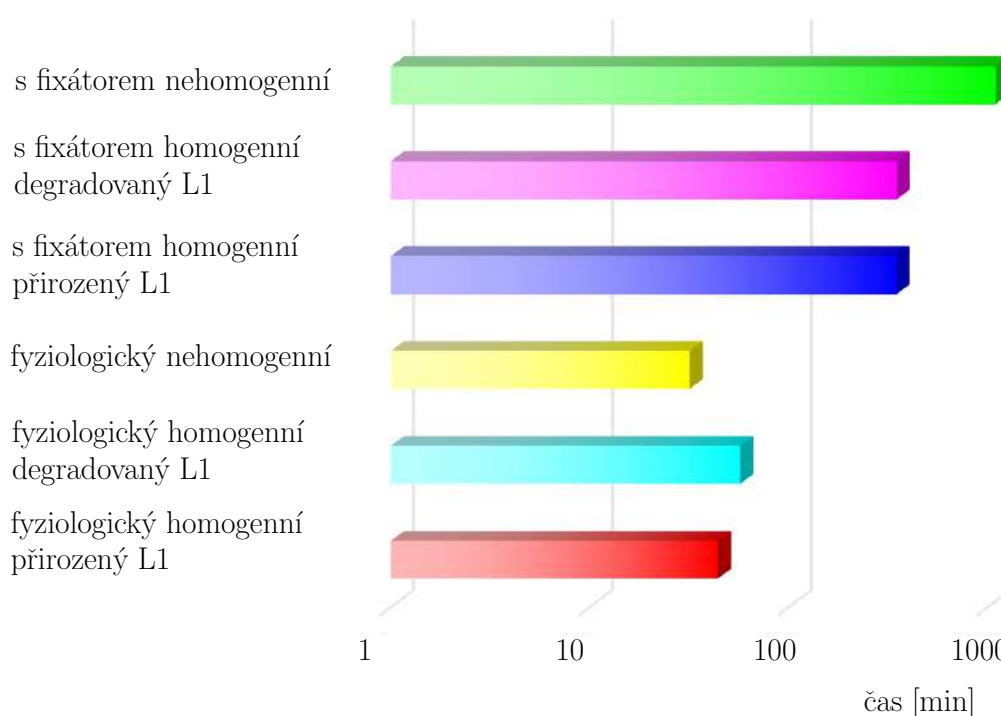
Tabulka 10.5: Přehled použitých variant zatížení

11. Prezentace dosažených výsledků

Pro provedení deformační a napěťové analýzy bylo vyřešeno celkem 42 různých výpočtových modelů – fyziologický model a model se zavedeným fixátorem zahrnující modely materiálu homogenních a heterogenních vlastností spongiozní kostní tkáně. Pro homogenní model materiálu byla řešena také varianta uvažující degradované vlastnosti a chování obratle L1. Všechny výpočtové modely byly vystaveny sedmi zatěžovacím stavům (tabulka 10.5).

Celkem 42 výpočtových variant (7 zatěžovacích stavů na šesti výpočtových modelech) bylo řešeno na PC s procesorem E5-1650 v4 a 256 GB RAM.

Přibližné časy výpočtů jednoho zatěžovacího stavu u jednotlivých variant jsou znázorněny v grafu 11.1.



Obrázek 11.1: Přibližné výpočtové časy

Pro přehlednost je uveden seznam veličin, které budou vyhodnocovány a analyzovány. Dále je systematicky popsán způsob vyhodnocování každé zkoumané veličiny zvlášť. Tyto postupy potom budou aplikovány pro každý zatěžovací stav.

Posuvy páteřního segmentu

Pro všechny zatěžovací stavy budou vykresleny celkové deformace páteřního segmentu. Pro přehlednost budou jednotlivé varianty označeny písmeny A–F podle obrázku 10.16: fyziologický přirozený (A), fyziologický degradovaný (B), fyziologický nehomogenní (C), přirozený s fixátorem (D), degradovaný s fixátorem (E), nehomogenní s fixátorem (F). Dále budou pro všechny směry vyhodnoceny maximální posuvy a vykresleny jejich absolutní hodnoty. U směrových posuvů bude pro každý směr graficky znázorněn deformovaný tvar páteřního segmentu ve fyziologickém stavu (varianta A).

Kontaktní tlaky chrupavek

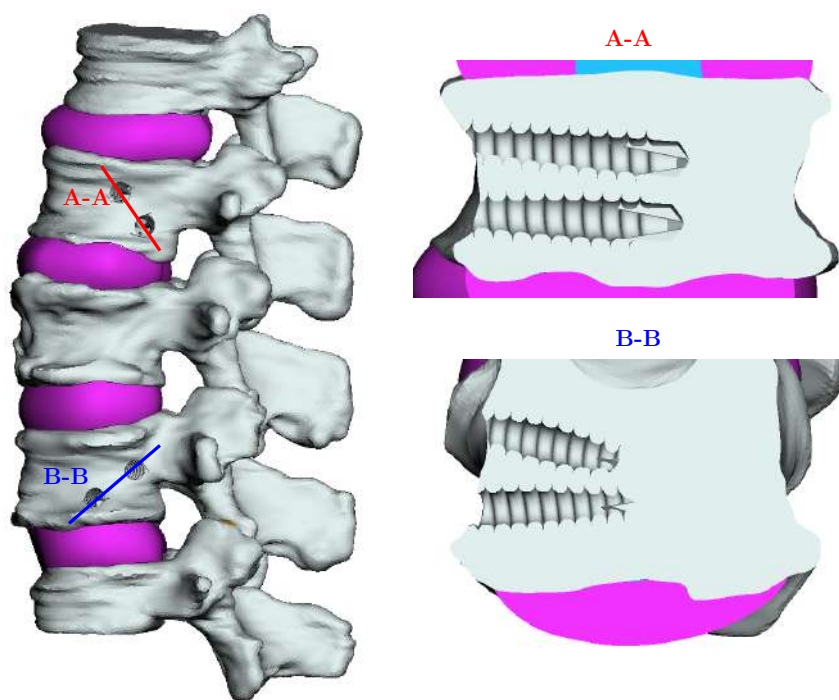
Na všech osmi kloubních chrupavkách CH1L–CH4P (obrázek 11.3) budou vykresleny a porovnány kontaktní tlaky. U modelu materiálu nehomogenních vlastností nabývají kontaktní tlaky chrupavek výrazně vyšších hodnot. Pro přehlednost proto budou jejich hodnoty vykresleny do samostatného grafu. V každém grafu bude vybráno několik zástupců, u kterých bude vykresleno celé pole kontaktních tlaků.

Přetvoření kostní tkáně

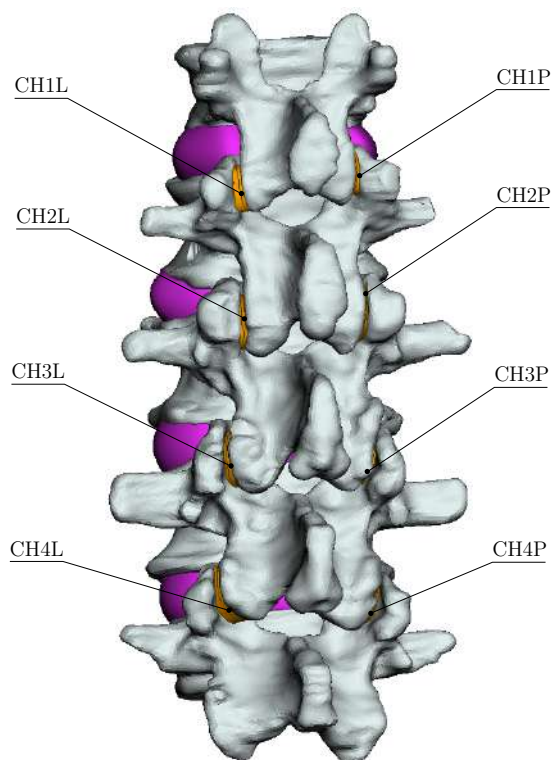
V místech zavedení šroubů fixátoru budou provedeny řezy (obrázek 11.2) a pro všechny varianty výpočtového modelu se zavedeným fixátorem – přirozený s fixátorem (D), degradovaný s fixátorem (E) a nehomogenní s fixátorem (F) podle obrázku 10.16) bude vykresleno redukované přetvoření HMM kostní tkáně. Výsledky budou vyhodnocovány podle Frostovy hypotézy (kapitola 7.6.1).

Napětí na páteřním fixátoru

Na celém páteřním fixátoru bude zobrazeno pole redukovaného napětí HMM a pro kritická místa budou uvedeny konkrétní hodnoty napětí. Pro všechny varianty výpočtového modelu se zavedeným fixátorem (D, E, F viz obrázek 10.16) bude vybrán šroub, obsahující nejvyšší hodnoty napětí. Rozložení napětí tohoto šroubu bude pro každý případ vykresleno a pro kritická místa budou uvedeny hodnoty redukovaného napětí.



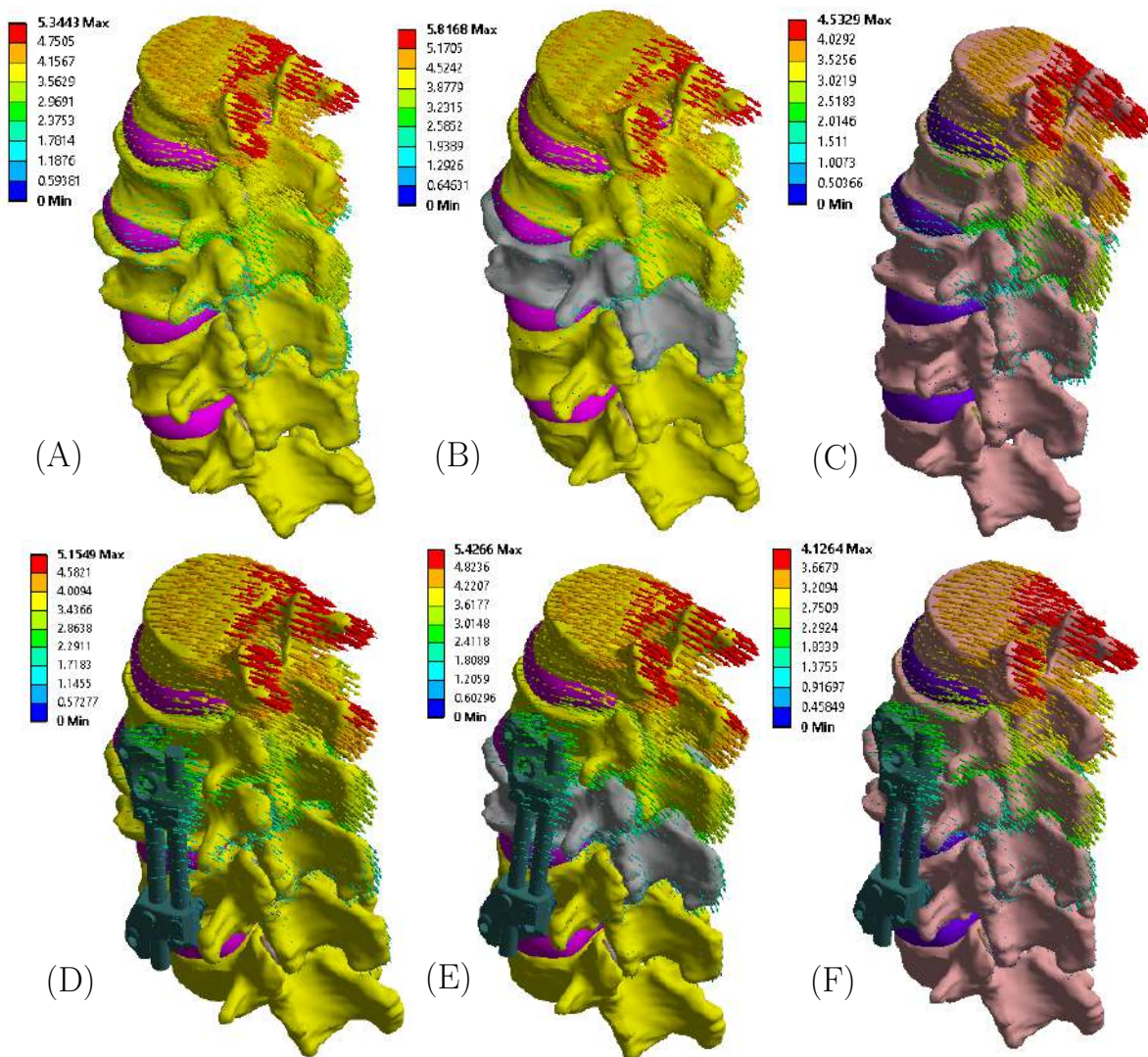
Obrázek 11.2: Řezy v místech zavedení šroubů



Obrázek 11.3: Označení chrupavek

11.1. Stání

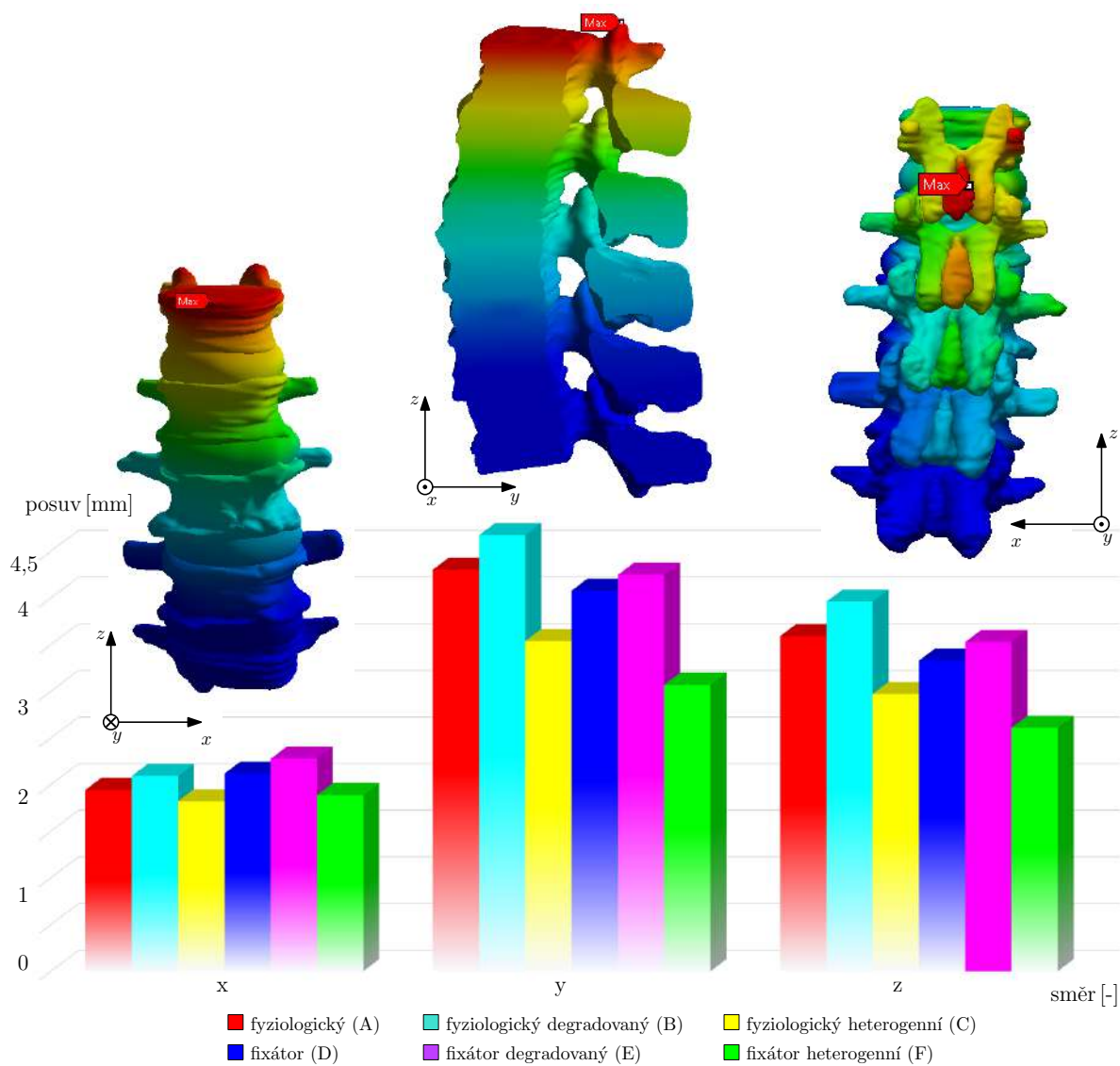
Posuvy páteřního segmentu



Obrázek 11.4: Celkové deformace při stání v mm

Největší hodnoty celkových deformací (5,82 mm) byly dosaženy pro variantu fyziologického modelu s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (B). Po zavedení páteřního fixátoru celkové deformace klesly ve všech případech, přitom nejmenší hodnoty bylo dosaženo pro variantu materiálu heterogenních vlastností spongiozy se zavedeným fixátorem (F).

Největší deformace byly u všech variant ve směru osy y . Největší hodnoty (4,7 mm) byly dosaženy ve variantě fyziologického modelu s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (B). Nejnižší hodnoty posuvu ve směru y (3 mm) byly dosaženy ve variantě se zavedeným fixátorem při použití heterogenního materiálu spongiozní tkáně (F).

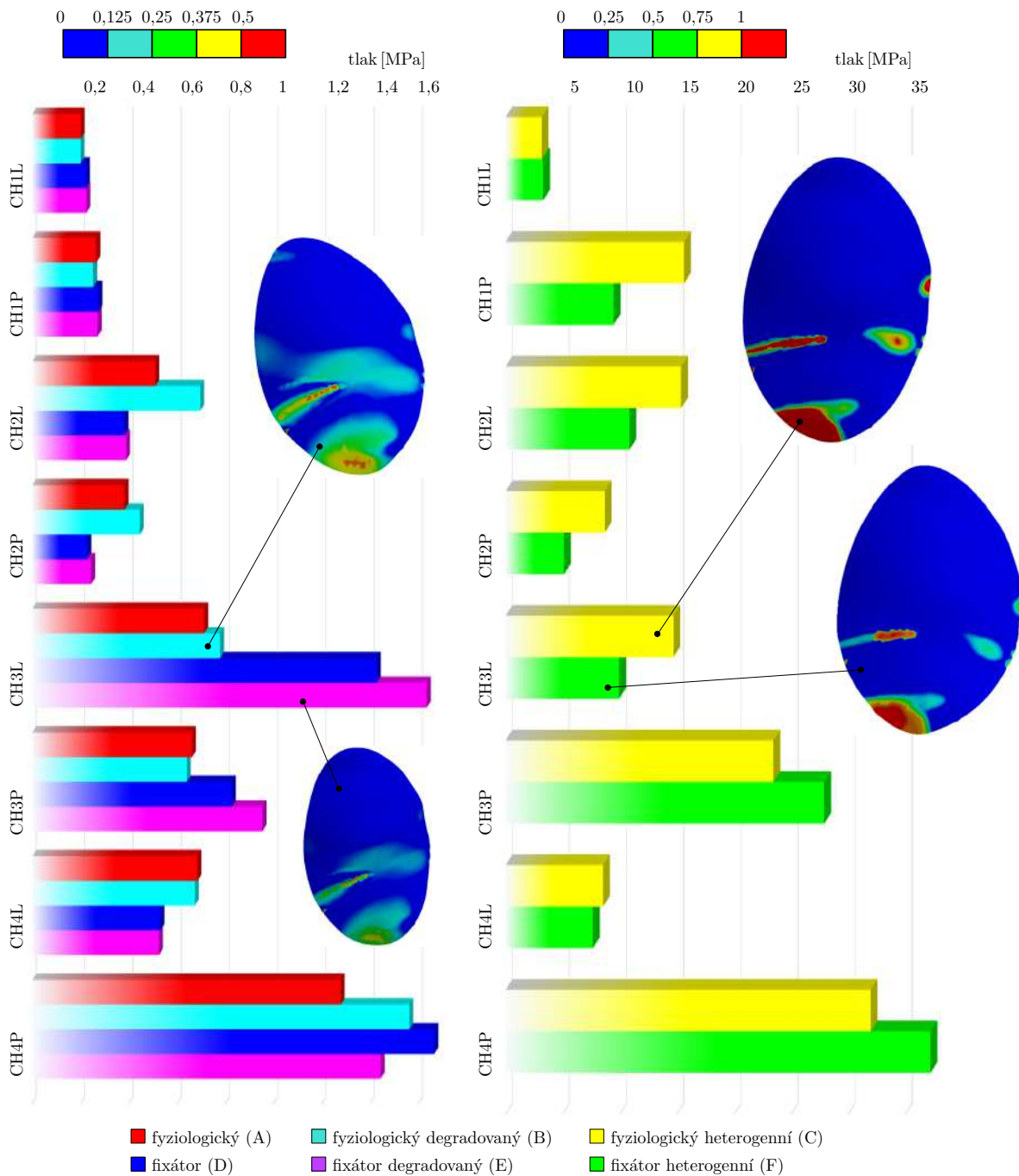


Obrázek 11.5: Maximální posuvy ve směrech x , y , z při stání

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Kontaktní tlaky chrupavek

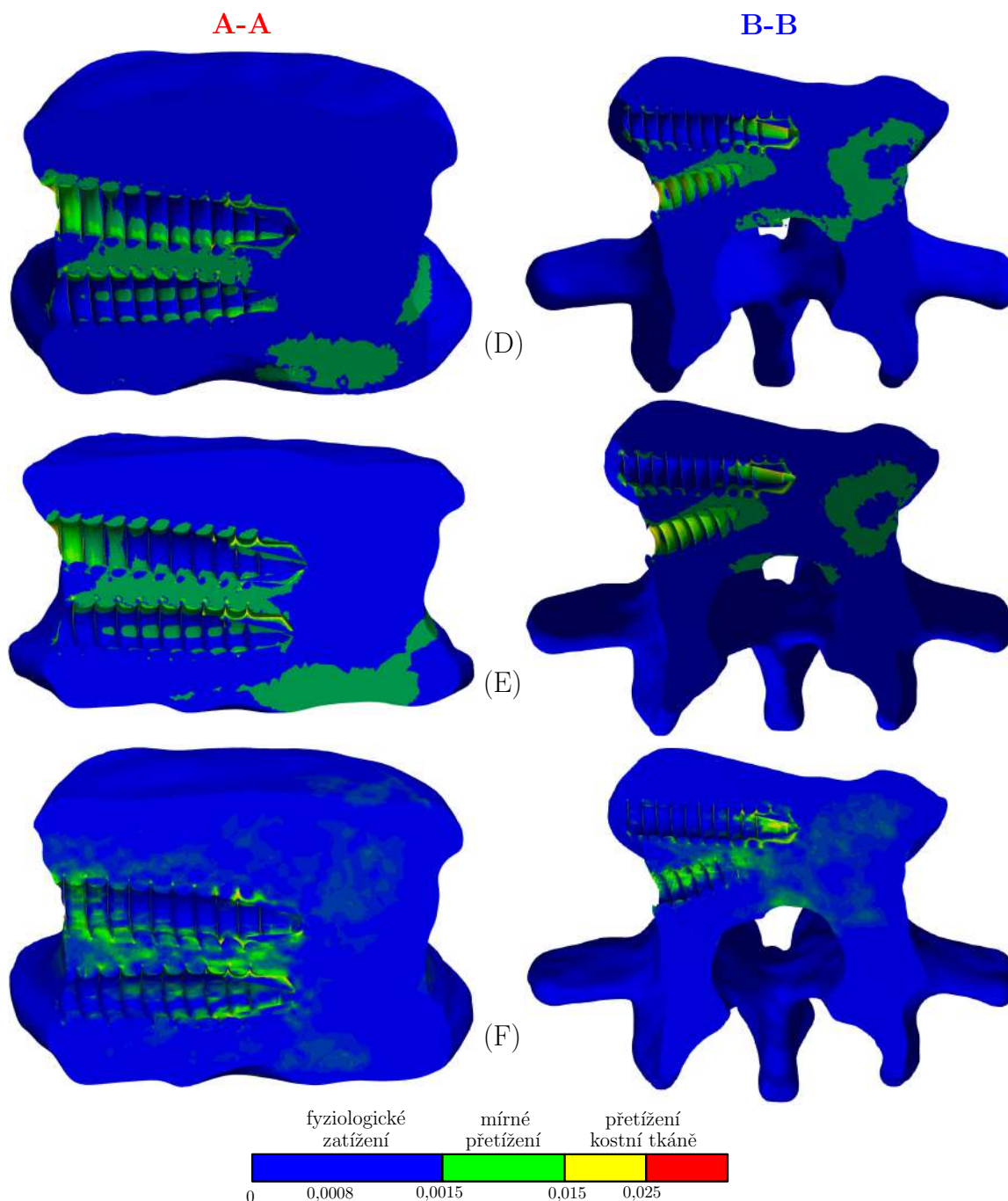
Varianty zahrnující heterogenní model materiálu spongiozní kostní tkáně (C, F) dosahují vyšších hodnot kontaktního tlaku (řádově desítky MPa) chrupavek než varianty s homogenním materiálem (řádově jednotky MPa). Při variantě se zavedeným fixátorem používající homogenní materiál (D) bylo docíleno maximálního tlaku 1,44 MPa. Ve variantě se zavedeným fixátorem s heterogenním materiálem spongiozní tkáně (F) bylo dosaženo tlaku 37,2 MPa.



Obrázek 11.6: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při stání

Přetvoření kostní tkáně

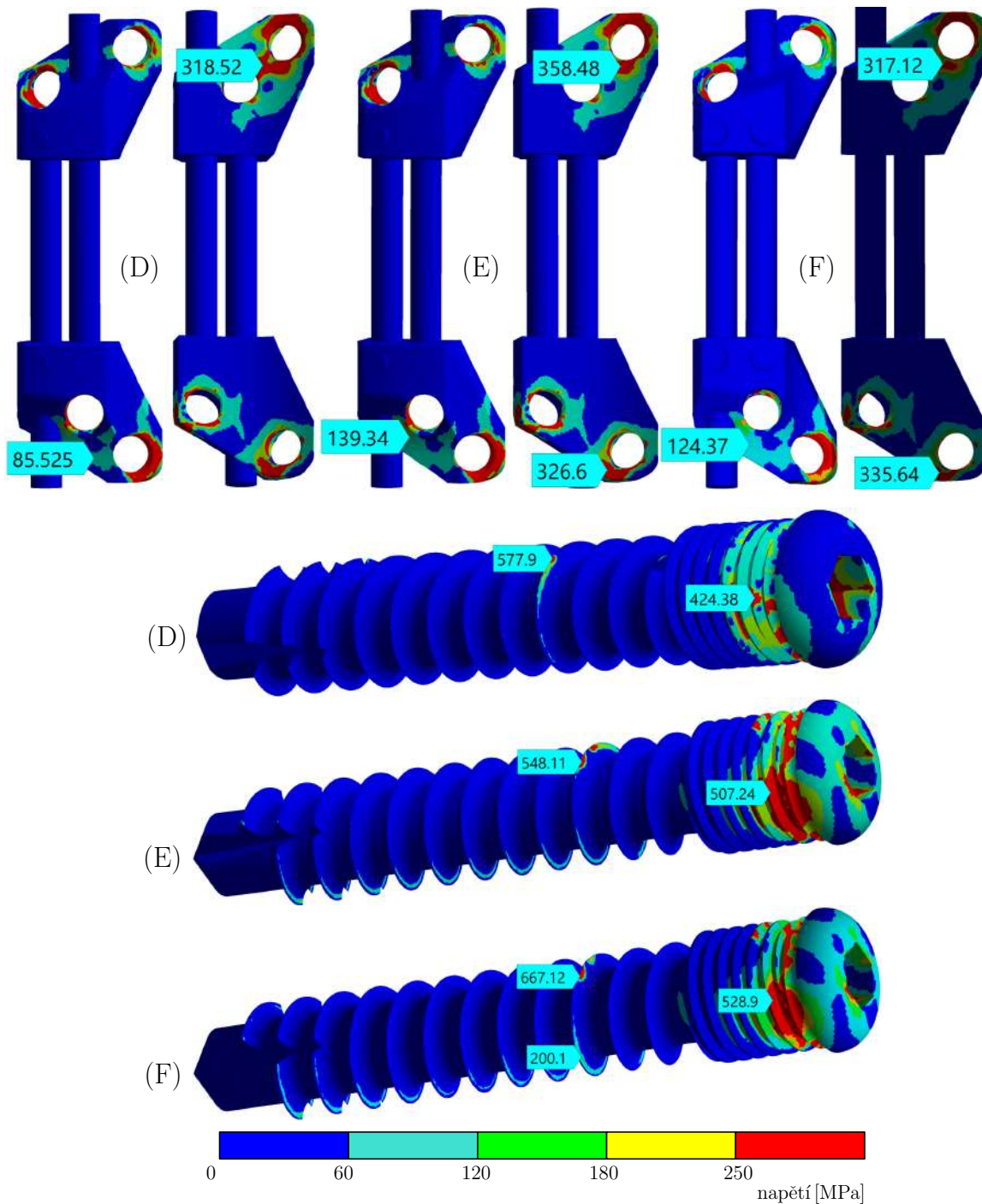
Při stání dochází u všech variant jen k mírnému přetížení kostní tkáně v místech zavedení fixačních šroubů. K největšímu přetížení kostní tkáně dochází lokálně v obratli L2 (řez B-B) u varianty zahrnující homogenní materiál s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (E).



Obrázek 11.7: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při stání

Napětí páteřního fixátoru

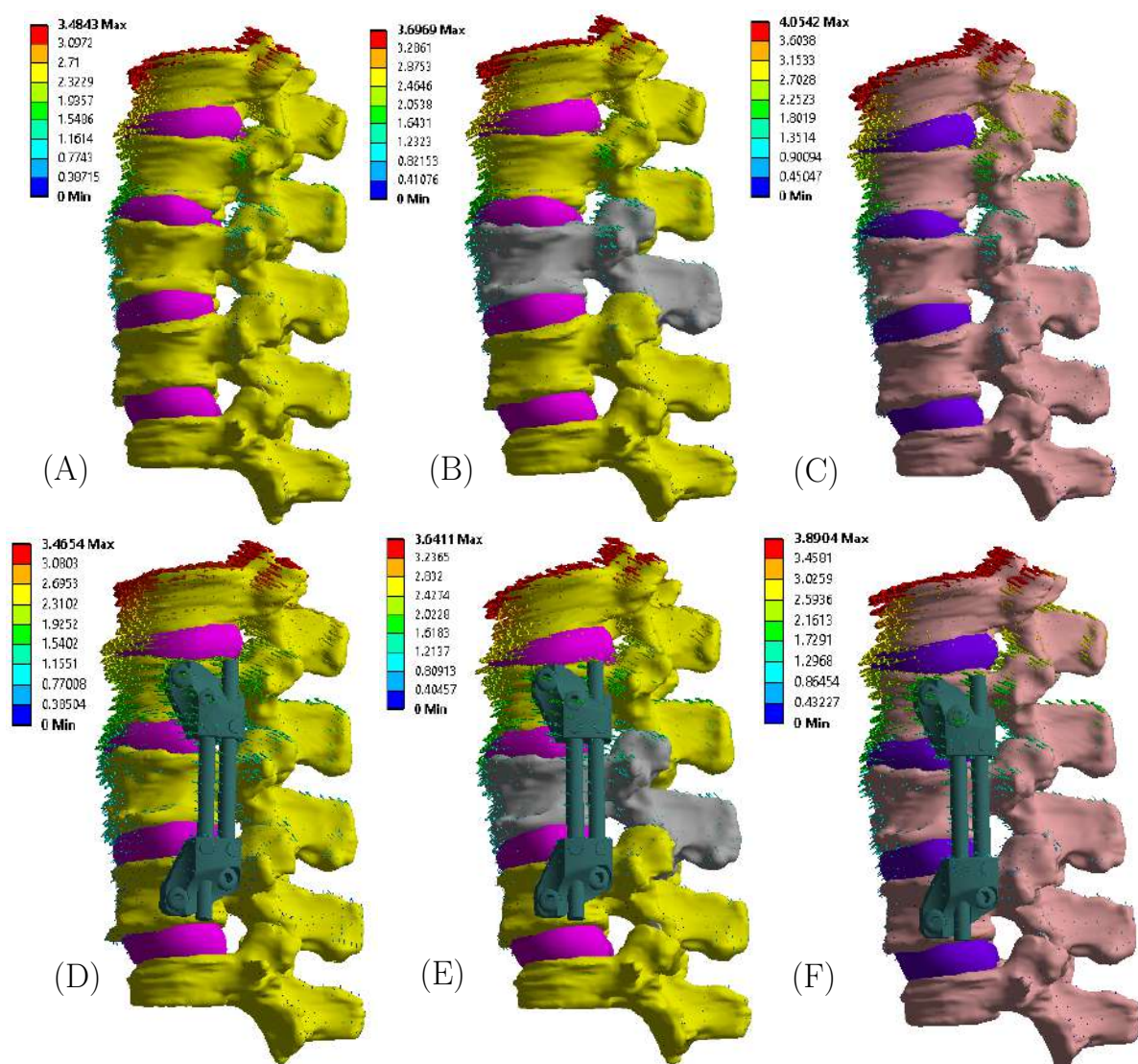
Na páteřním fixátoru dochází k největšímu napětí na svěrc. Toto napětí se ve všech variantách pohybuje v rozmezí 318–360 MPa, přičemž největší hodnota je dosažena u varianty zahrnující model materiálu s degradovanými vlastnostmi obratle L1. Největší napětí (667 MPa) na spodním závitu šroubu je dosaženo ve variantě s heterogenním modelem materiálu spongiozní kostní tkáně (F).



Obrázek 11.8: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při stání

11.2. Předklon

Posuvy páteřního segmentu

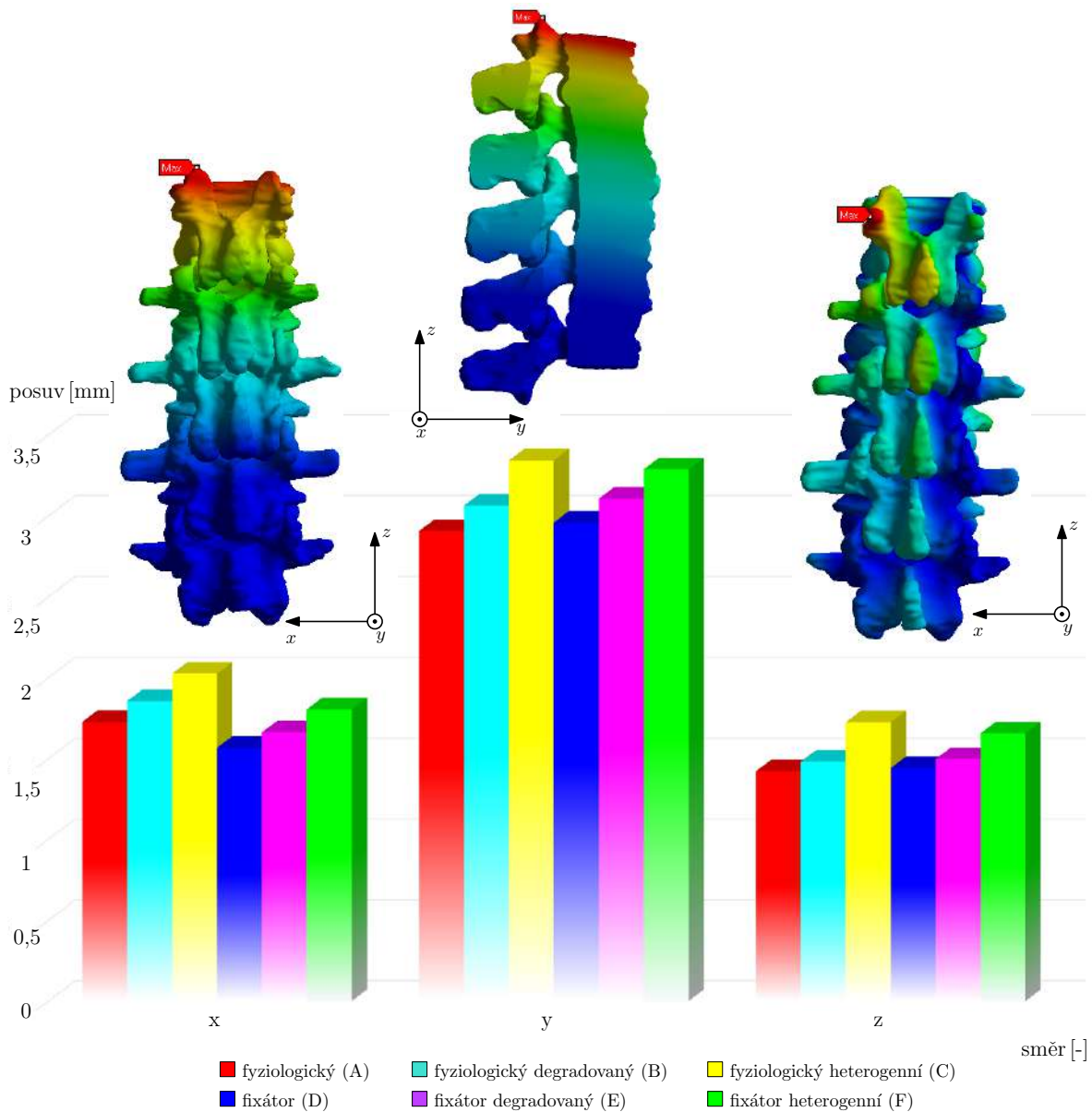


Obrázek 11.9: Celkové deformace při předklonu v mm

Největší celkové deformace o velikosti 4,1 mm byly dosaženy při fyziologickém stavu s heterogenním modelem materiálu spongiozní kostní tkáně (C). Nejmenších celkových deformací bylo dosaženo pro případ (D), tudíž pro páteřní segment se zavedeným fixátorem zahrnujícího homogenní model materiálu spongiozní tkáně (3,5 mm).

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

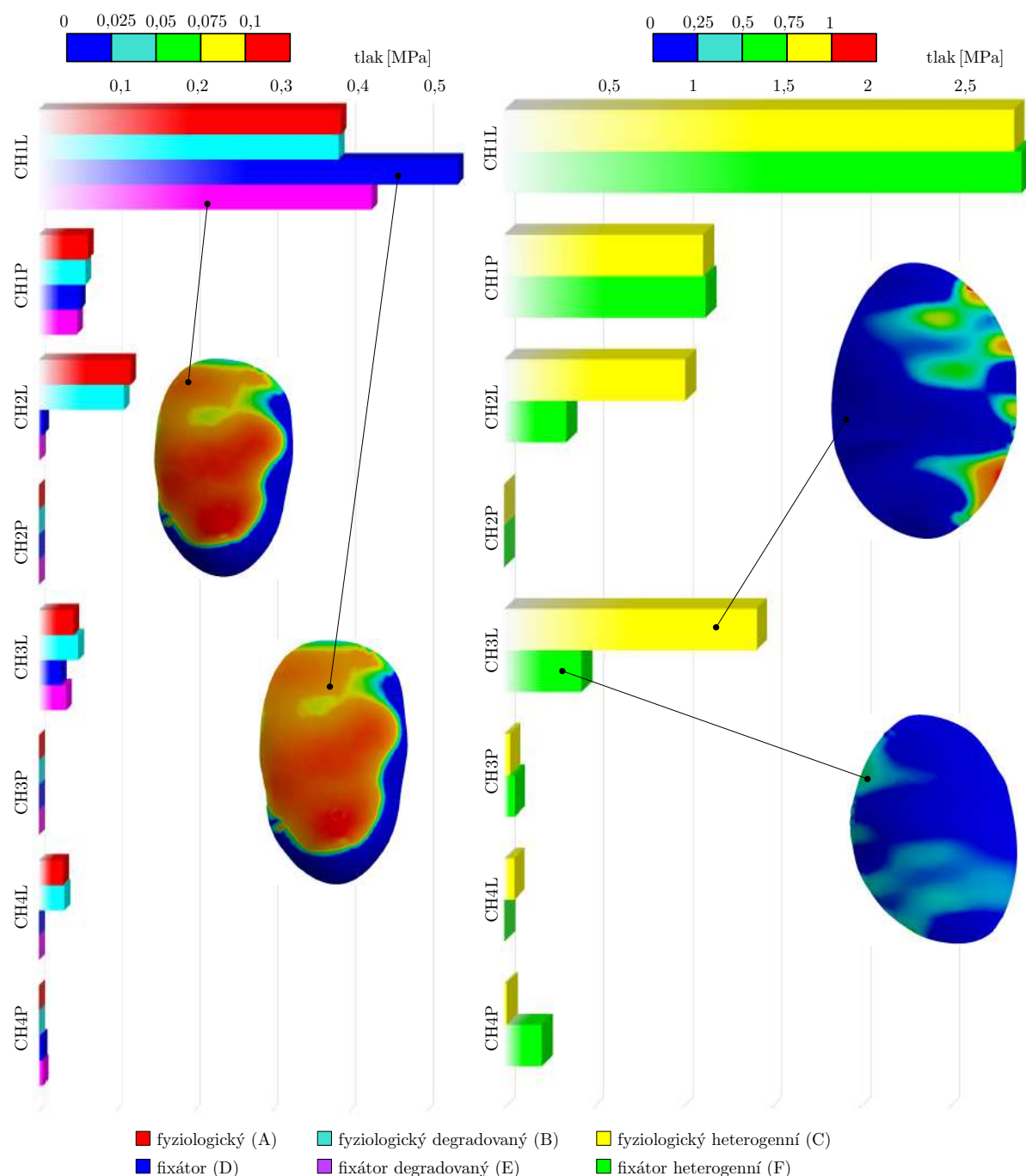
Hodnoty posuvů ve směrech x a z se pro všechny řešené varianty pohybují v rozmezí 1,6–2,1 mm. Dominantní posuvy lze pozorovat ve směru osy y , přičemž každá varianta se zavedeným fixátorem nabývá pro všechny případy jen nepatrně nižších hodnot než jí odpovídající varianta ve fyziologickém stavu. Největší posuvy ve směru osy y byly zaznamenány pro případ modelu zahrnujícího heterogenní model materiálu spongiozy ve fyziologickém stavu (C).



Obrázek 11.10: Maximální posuvy ve směrech x , y , z při předklonu

Kontaktní tlaky chrupavek

Nejvyšších kontaktních tlaků bylo dosaženo pro všechny varianty na chrupavce CH1L. Pro případ zahrnující homogenní materiál se zavedeným fixátorem (D) byla hodnota kontaktního tlaku na chrupavce CH1L 0,54 MPa. U varianty se zavedeným fixátorem a heterogenního modelu materiálu spongiozní tkáně (F) bylo na chrupavce CH1L dosaženo hodnoty 2,9 MPa.

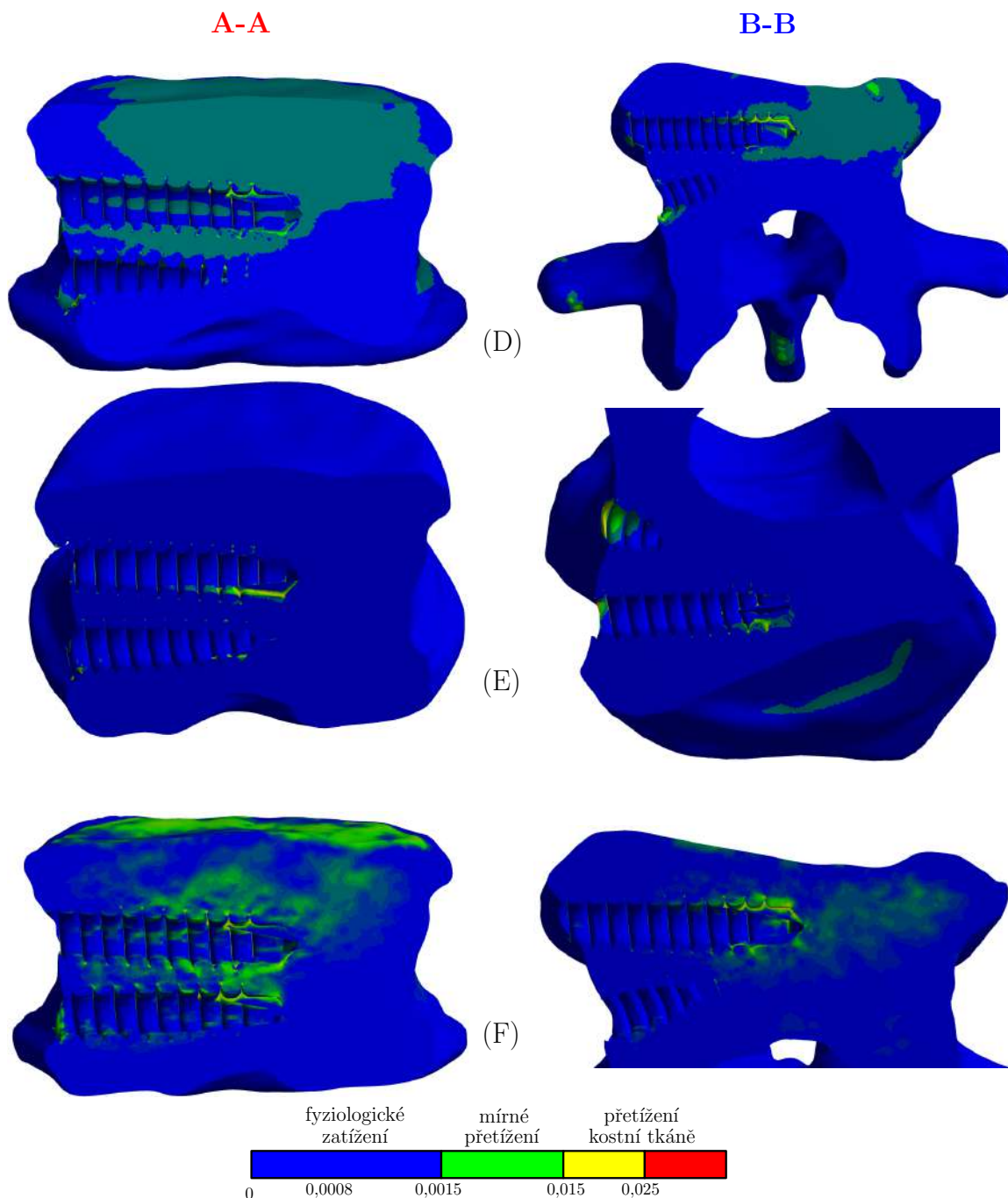


Obrázek 11.11: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při předklonu

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Přetvoření kostní tkáně

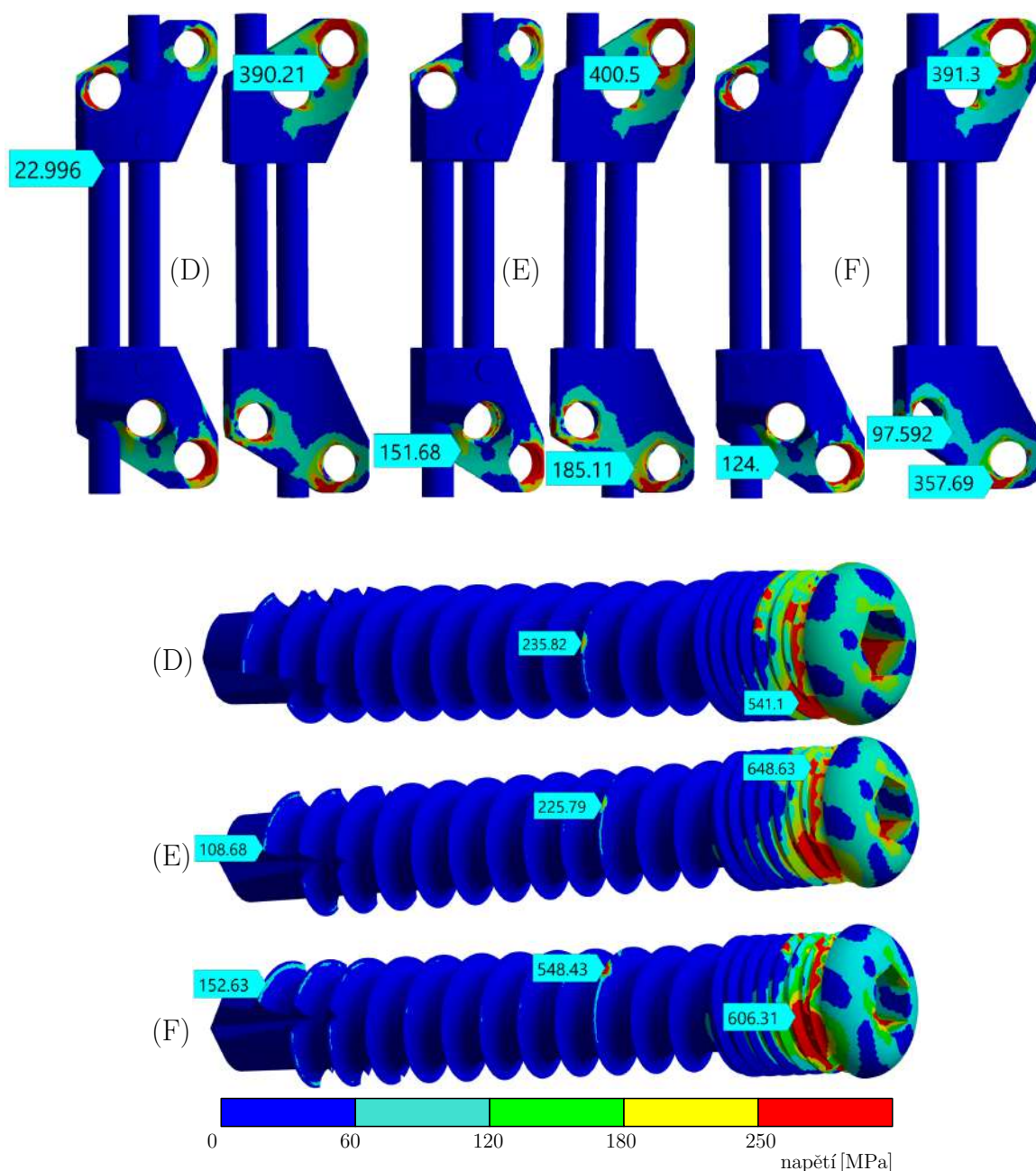
Při předklonu dochází u všech variant převážně k fyziologickému zatěžování těla obratle. U varianty s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (E) lze pozorovat lokální přetížení kostní tkáně na konci těla obratle L2 (řez B-B) v místě zavedených šroubů fixátoru.



Obrázek 11.12: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při předklonu

Napětí páteřního fixátoru

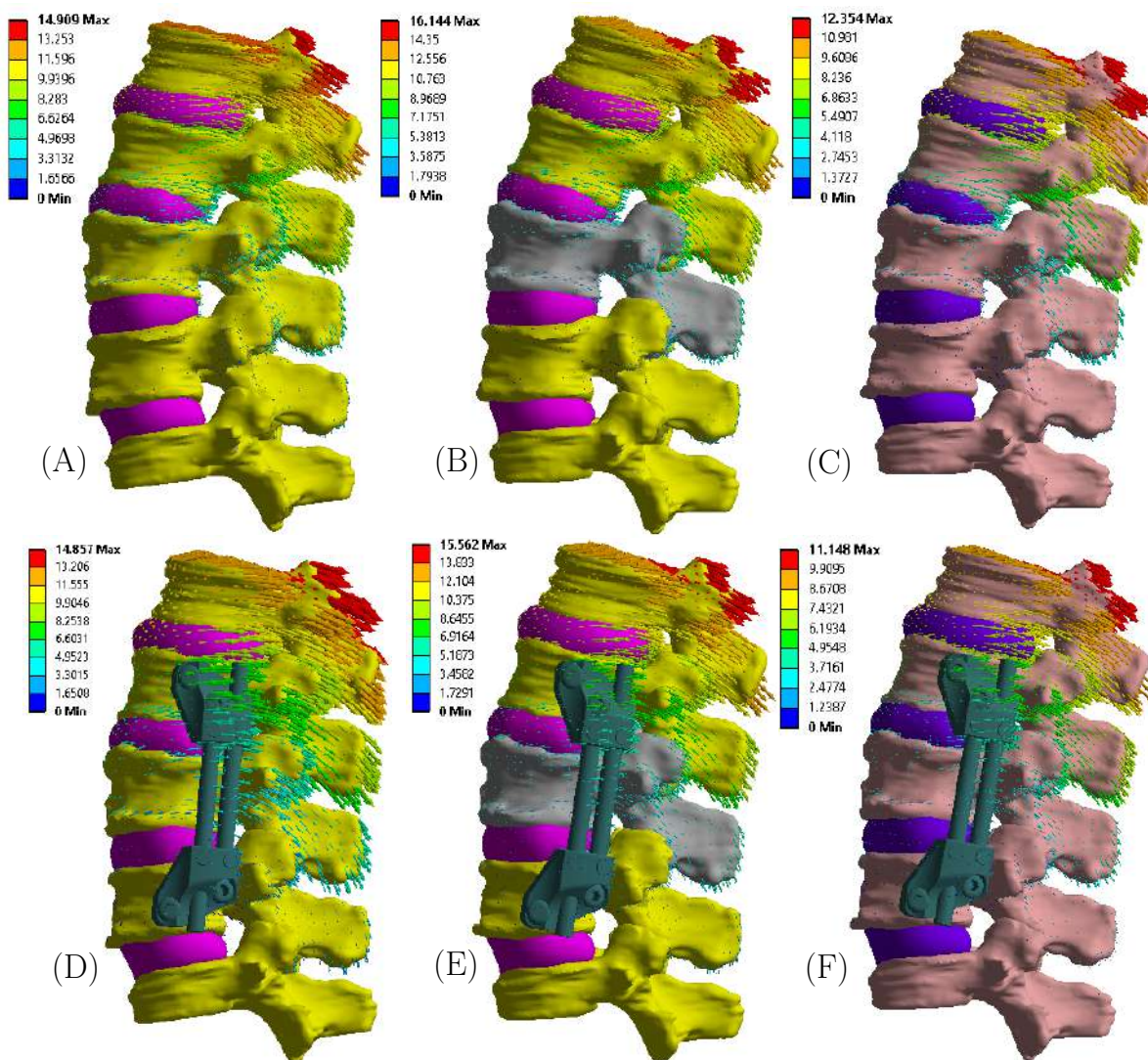
Na svěrc páteřního fixátoru se u všech variant pohybuje napětí v rozmezí 390–401 MPa. Nejvyšší napětí na svěrc fixátoru lze pozorovat u varianty (E). Závit šroubu, který přišel do kontaktu s tělem obratle vykazuje nejvyšší napětí pro případ heterogenního modelu materiálu spongiozní tkáně (F) o velikosti 548 MPa.



Obrázek 11.13: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při předklonu

11.3. Záklon

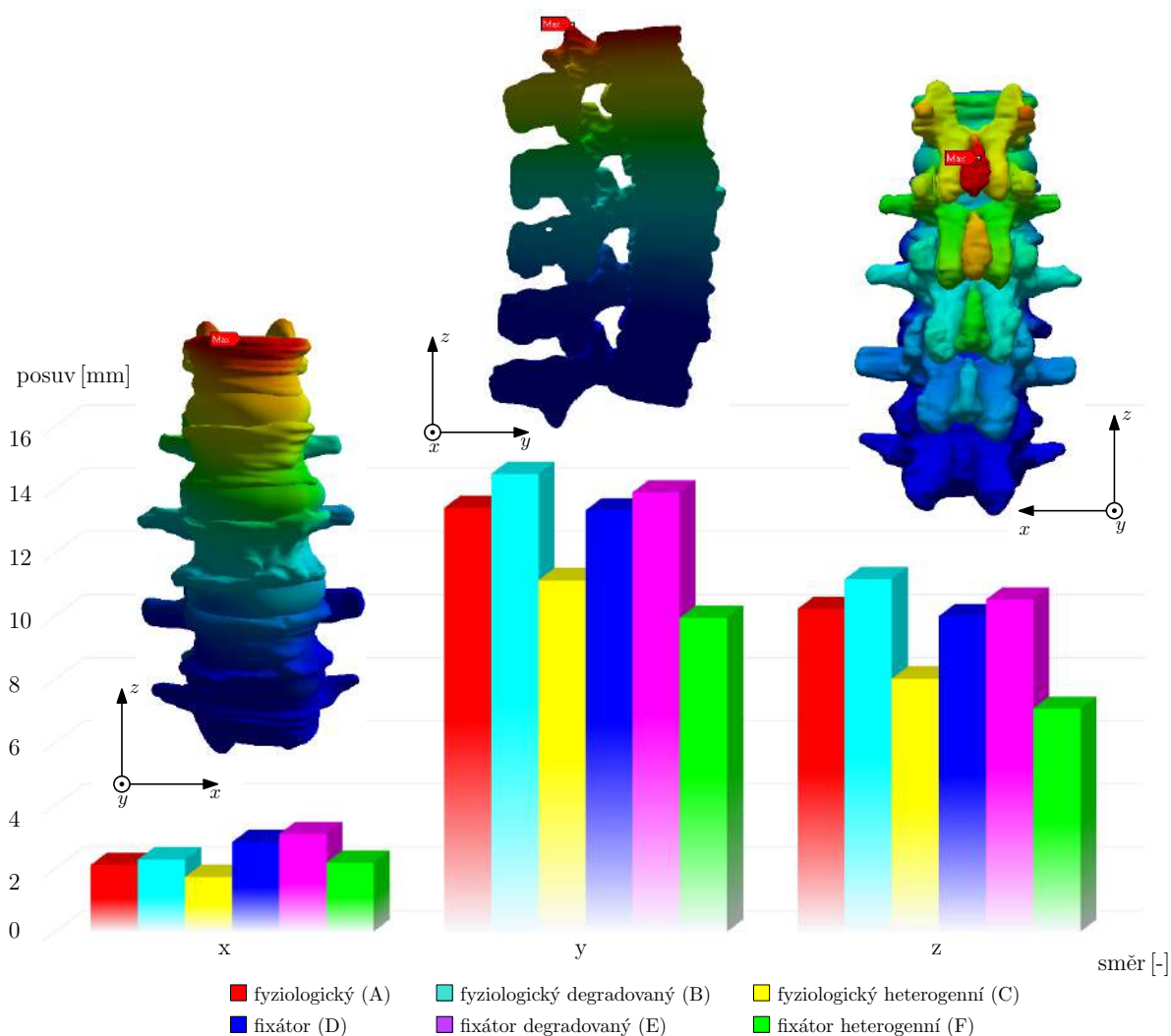
Posuvy páteřního segmentu



Obrázek 11.14: Celkové deformace při záklonu v mm

Největší celkové deformace (16,1 mm) nastávají u varianty s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (B). Po zavedení fixátoru se pro tuto variantu sníží maximální celkové deformace o 3,6 %. Nejnižší celkové deformace nabývají hodnoty 11,1 mm při variantě heterogenního modelu materiálu spongiozy se zavedeným fixátorem (F).

Největších posuvů bylo docíleno u všech případů ve směru osy y . Největší posuvy ve směru osy y nastaly pro případy páteřního segmentu ve fyziologickém stavu s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (B) a pro tentýž případ se zavedeným fixátorem (E). U varianty (B) posuvy dosahují 14,5 mm. Po zavedení fixátoru (varianta E) posuvy klesnou na 13,9 mm.

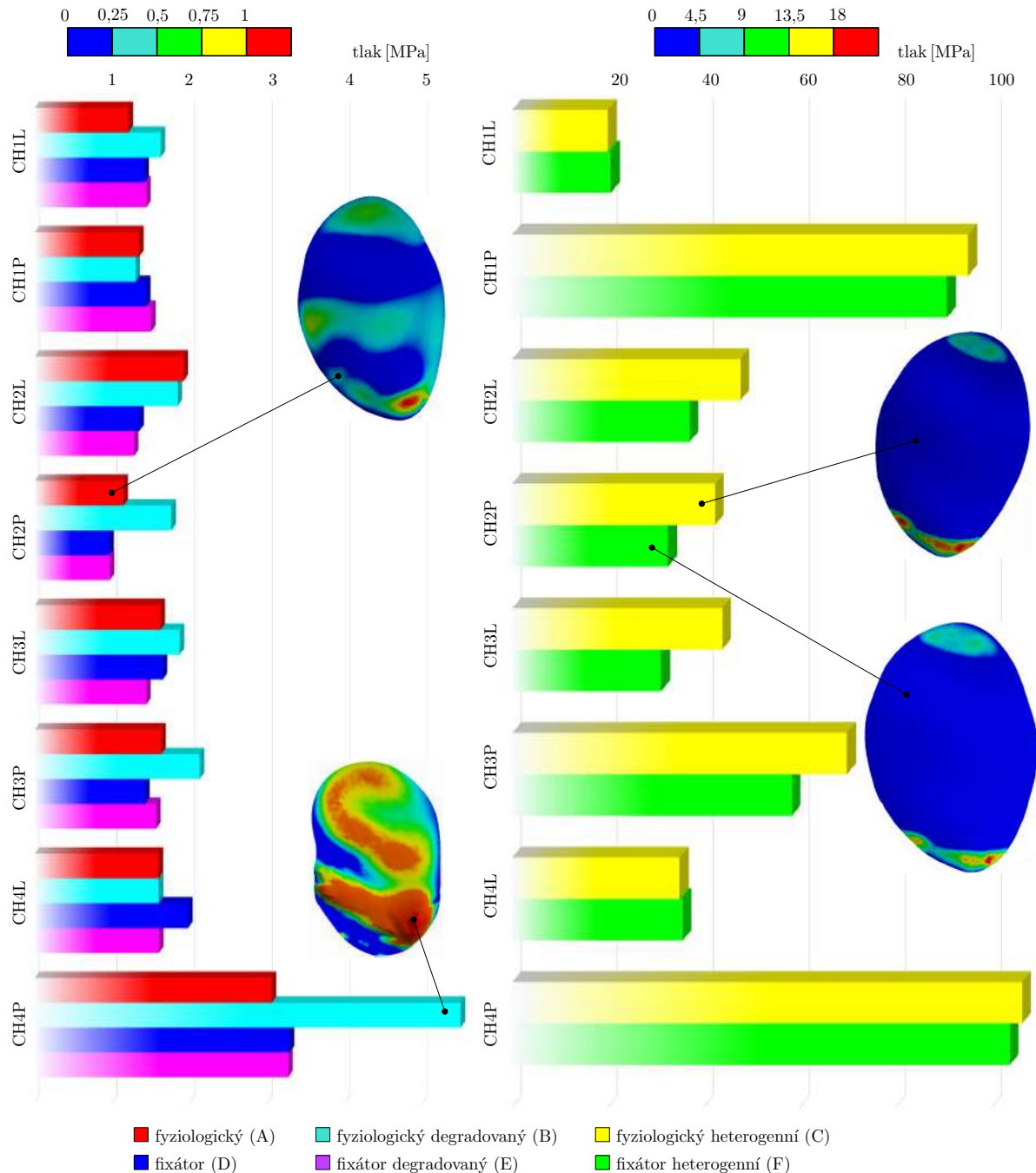


Obrázek 11.15: Maximální posuvy ve směrech x, y, z při záklonu

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Kontaktní tlaky chrupavek

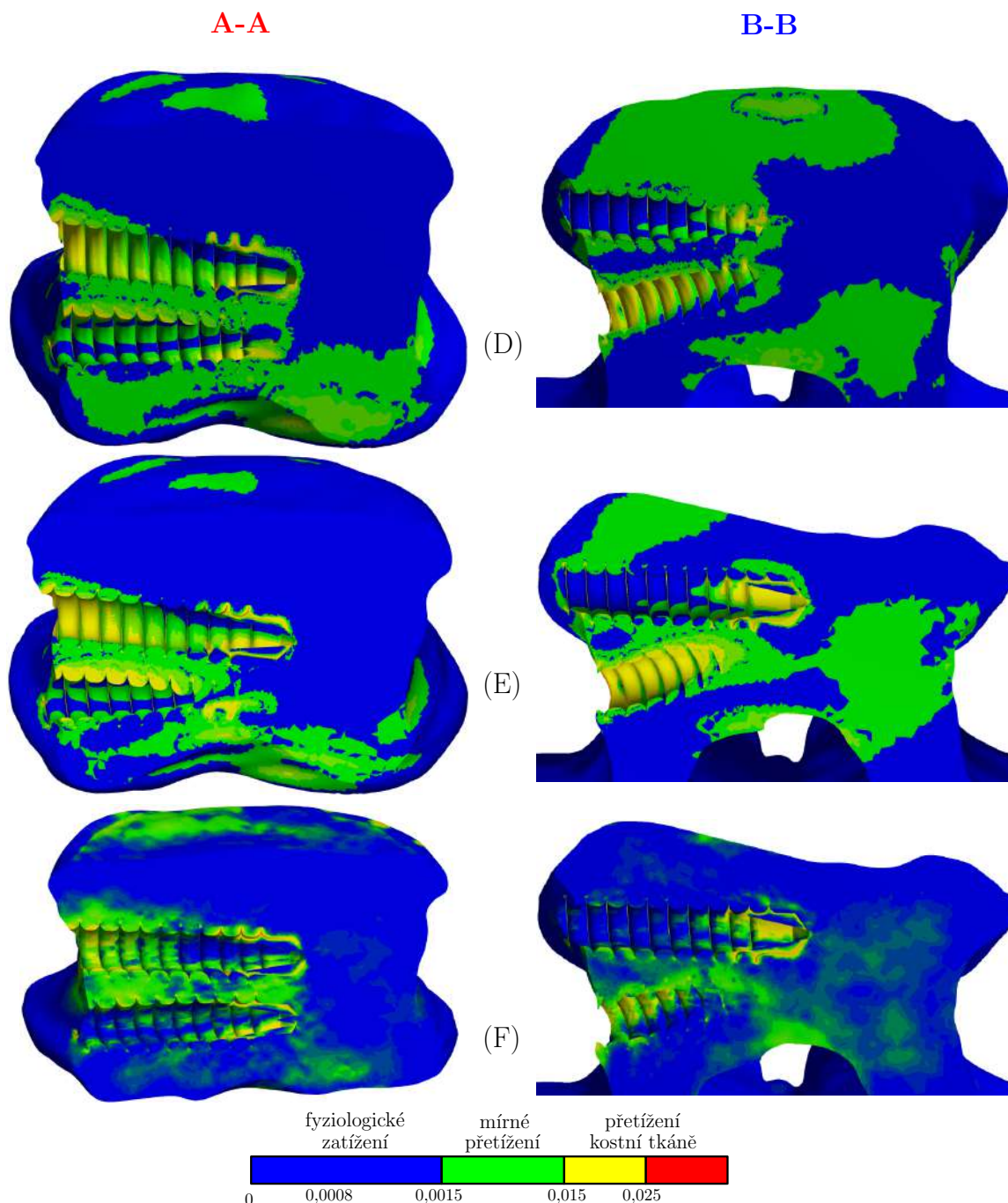
Nejvyšší hodnoty kontaktního tlaku u variant s použitím homogenního materiálu spongiózní kostní tkáně se nacházejí na chrupavce CH4P varianty s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (B) a dosahují hodnoty 5,5 MPa. U variant heterogenního modelu materiálu spongiozy se hodnoty kontaktních tlaků chrupavek CH1P a CH4P liší jen mírně. Nejvyšší hodnoty (106 MPa) lze pozorovat pro páteřní segment ve fyziologickém stavu (C).



Obrázek 11.16: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při záklonu

Přetvoření kostní tkáně

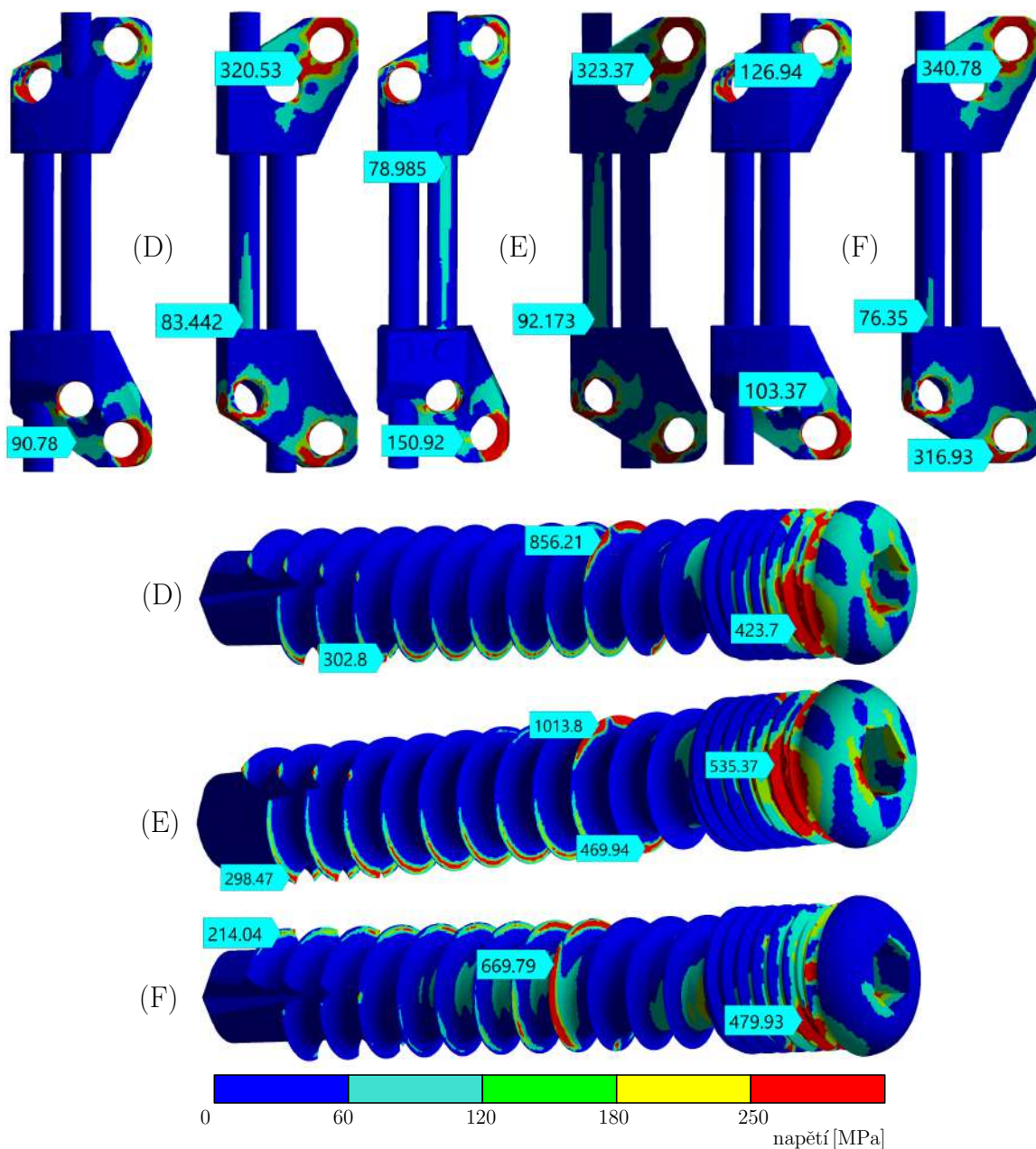
Při záklonu dochází u všech variant v místě zavedení šroubů k přetěžování kostní tkáně (žlutá barva). Největší přetížení nastává v obratlích T12 a u spodního šroubu obratlů L2. Nejvíce je namáhána spongiozní tkáň u varianty degradovaných vlastností obratle L1 (E).



Obrázek 11.17: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při záklonu

Napětí páteřního fixátoru

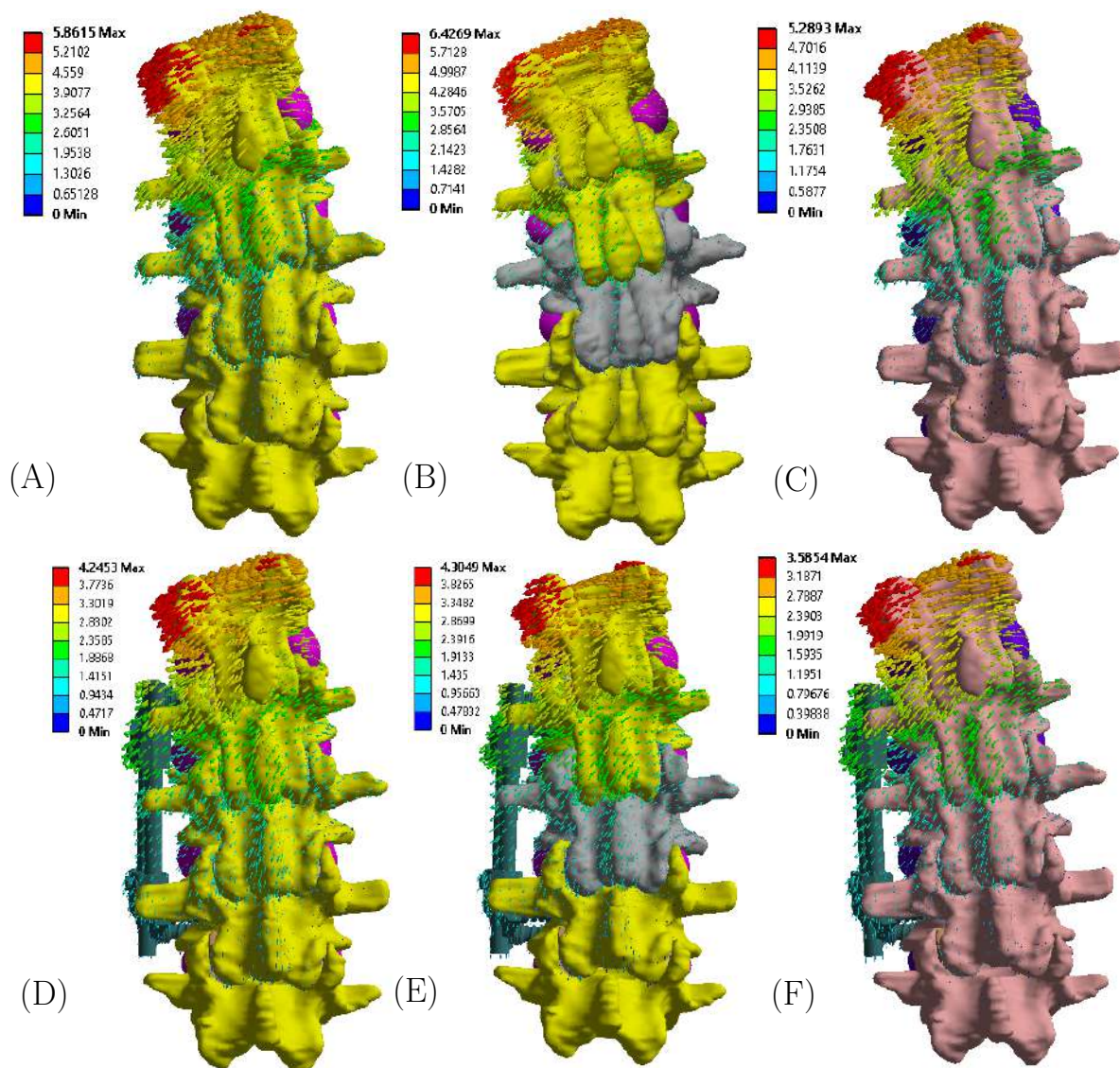
Hodnoty redukovaného napětí jsou největší na svěrcích fixátoru. Největší napětí lze pozorovat u varianty s heterogenním modelem materiálu spongiozy (F), kde hodnota redukovaného napětí nabývá 341 MPa. U variant s použitím homogenního materiálu (D, E), lze vidět zvýšené napětí na tyčince fixátoru. Rozložení redukovaného napětí na šroubu je pro varianty homogenního materiálu (D, E) podobné. Ve spodním závitu dosahuje hodnota maxima 1014 MPa u varianty s degenerovanými vlastnostmi obratle L1 (E).



Obrázek 11.18: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při záklonu

11.4. Levý úklon

Posuvy páteřního segmentu

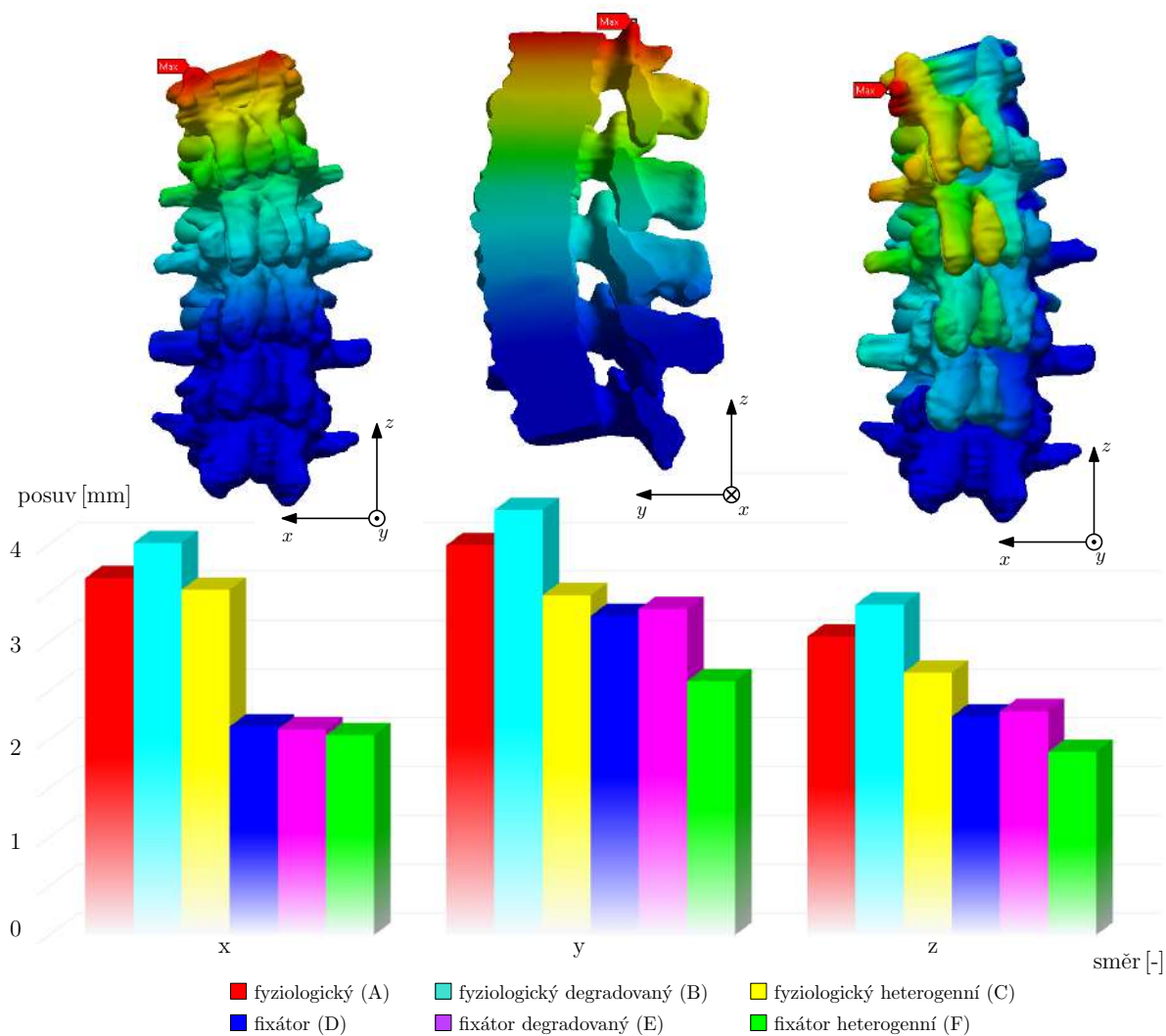


Obrázek 11.19: Celkové deformace při levém úklonu v mm

Největších celkových posuvů (6,4 mm) bylo při levém úklonu dosaženo u varianty páteřního segmentu s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (varianta B). Nejnižší hodnoty celkové deformace (3,6 mm) lze sledovat u varianty s heterogenním modelem materiálu spongiozy a zavedeným fixátorem (F).

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

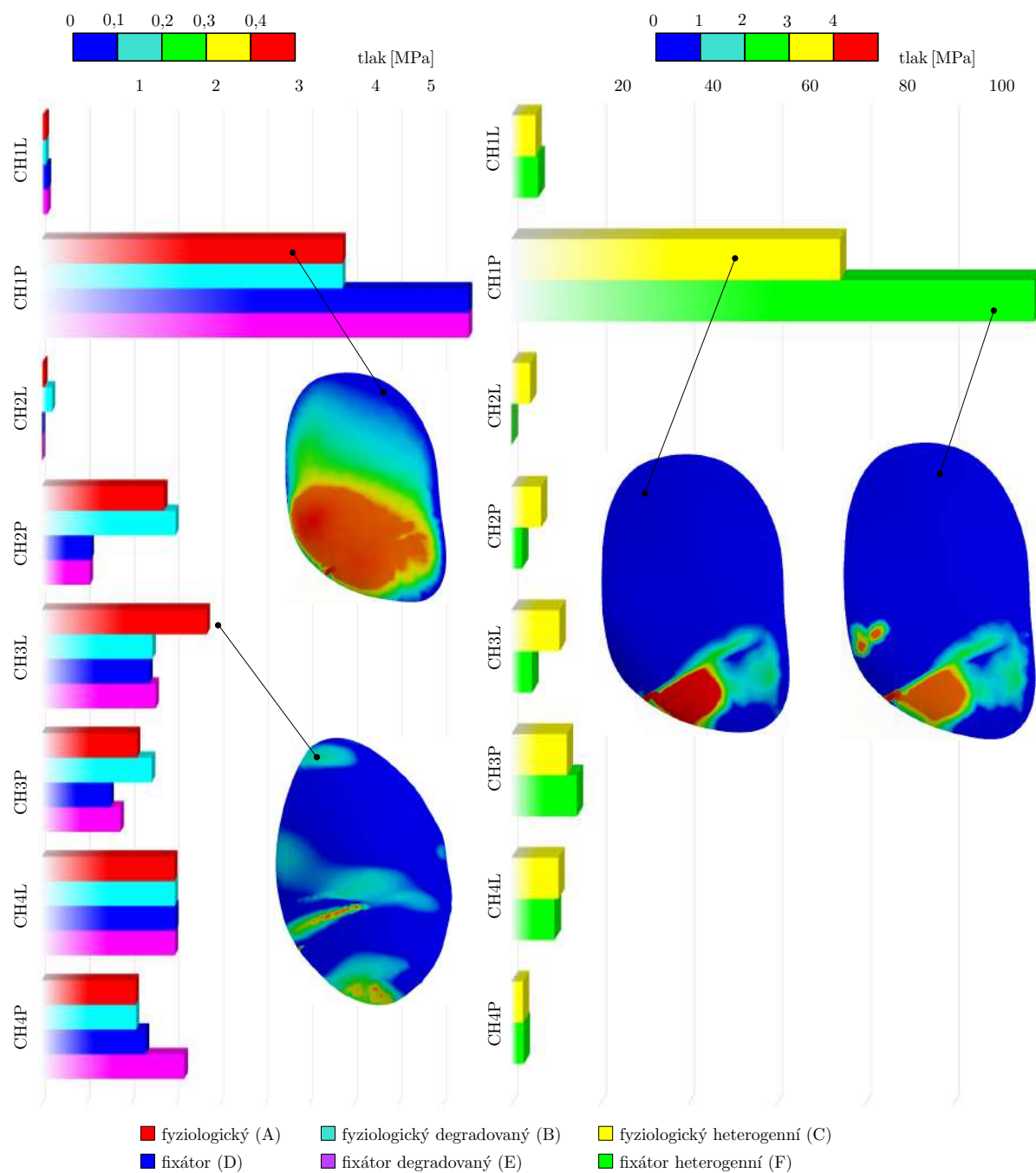
Dominantní jsou posuvy ve směrech x a y . Ve směru x lze vidět pokles hodnot posuvů u variant se zavedeným fixátorem. Tyto hodnoty se pro všechny varianty se zavedeným fixátorem (D, E, F) pohybují v rozsahu 1,87–2,29 mm. Maximální posuvy se nacházejí ve směru osy y . U páteřního segmentu ve fyziologickém stavu s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (B) dosahují hodnoty 4,35 mm.



Obrázek 11.20: Maximální posuvy ve směrech x, y, z při levém úklonu

Kontaktní tlaky chrupavek

K největšímu kontaktnímu tlaku u všech variant dochází na chrupavce CH1P. Hodnoty páteřního segmentu se zavedeným fixátorem jsou pro varianty homogenního materiálu (D, E) skoro totožné – 1,91 MPa. U varianty heterogenního modelu materiálu spongiozní kostní tkáň dochází k větším tlakům v případě se zavedeným fixátorem – 119 MPa.

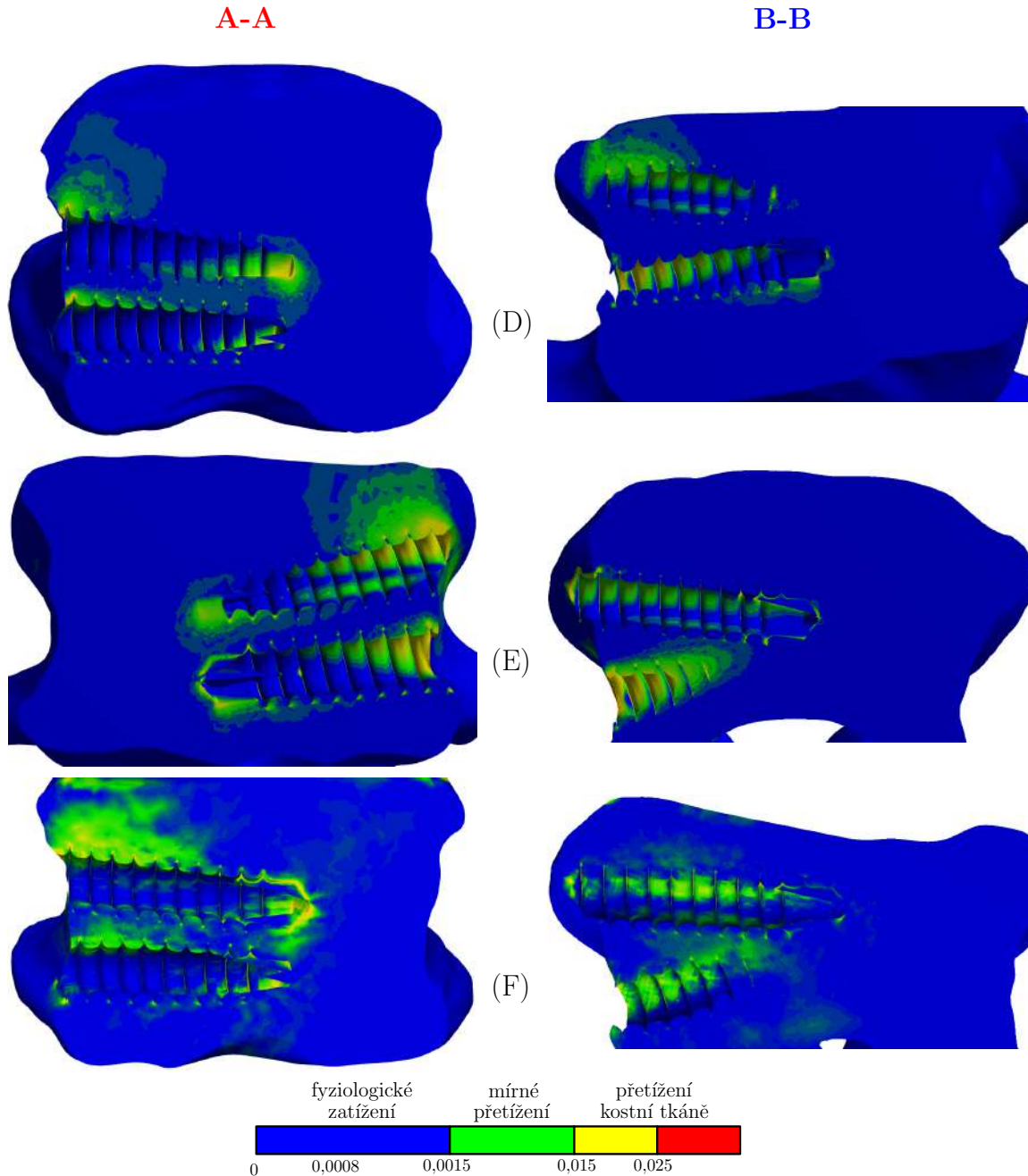


Obrázek 11.21: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při levém úklonu

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Přetvoření kostní tkáně

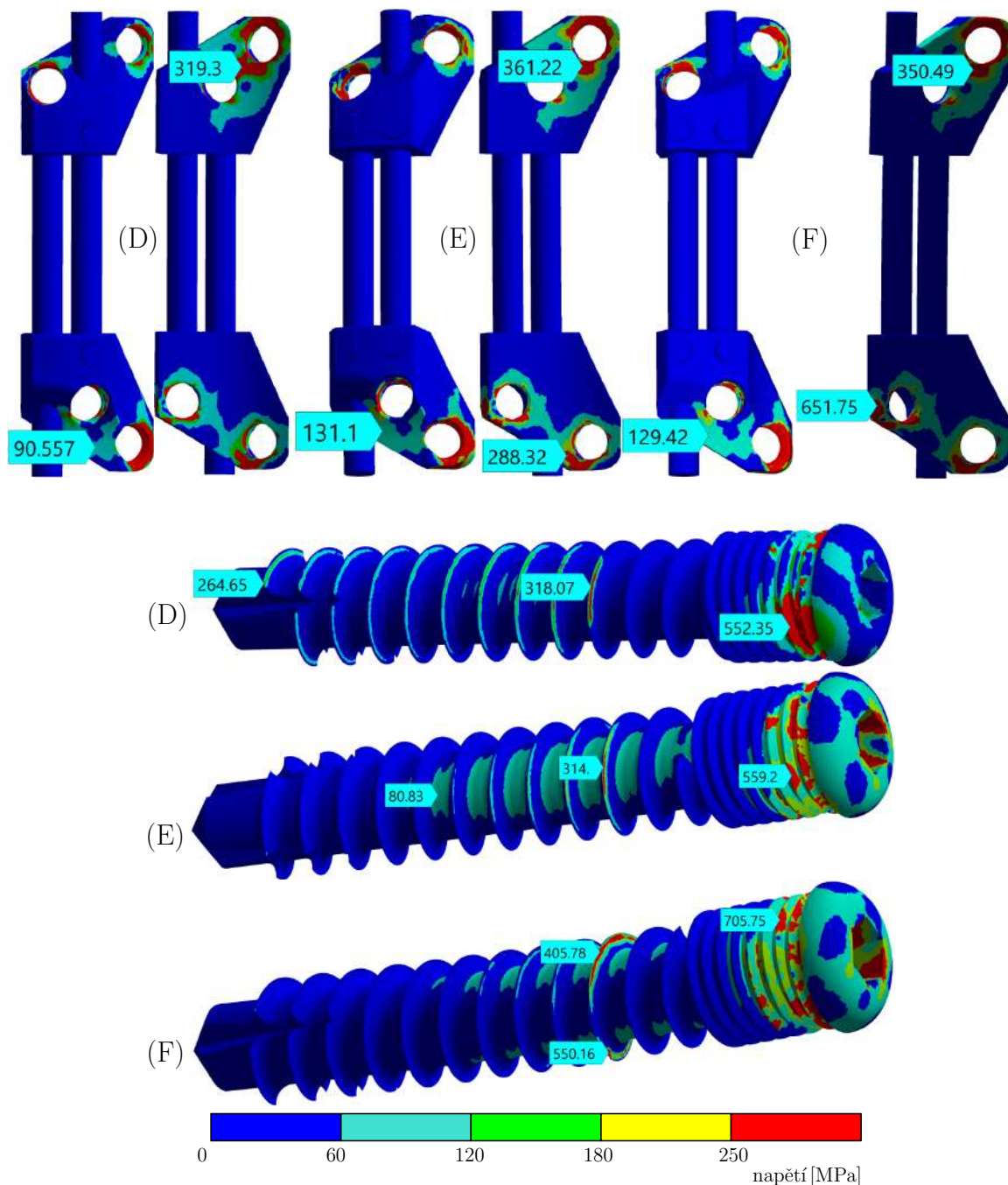
Redukované elastické přetvoření nabývá hodnot vyšších než 2,5 % u všech řešených variant v místě kontaktu šroubu a těla obratle T12. K přetížení kostní tkáně dochází nejvíce v horní části díry šroubu. Největší přetížení můžeme sledovat u varianty s degradovanými vlastnostmi obratle L1 (E).



Obrázek 11.22: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při levém úklonu

Napětí páteřního fixátoru

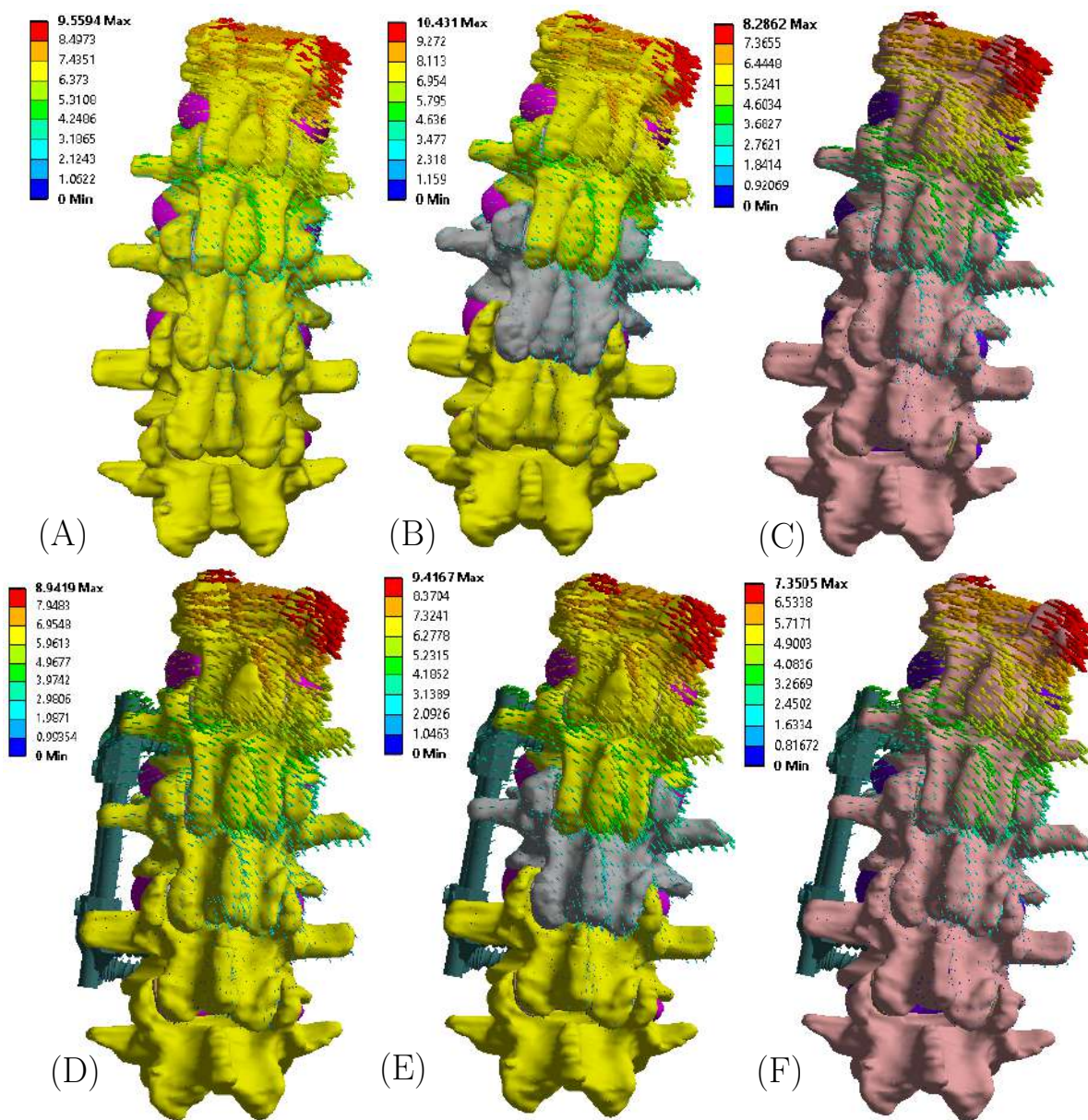
Největší hodnoty redukovaného napětí se nacházejí na svěrkách páteřního fixátoru. Největší hodnota redukovaného napětí je 652 MPa v případě s heterogenním modelem materiálu spongiozy (F). Ve spodním závitě šroubu dochází u varianty s heterogenním modelem materiálu spongiozy (F) k napětí 550 MPa. V horním závitě pak napětí vzrostlo na 705,75 MPa.



Obrázek 11.23: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při levém úklonu

11.5. Pravý úklon

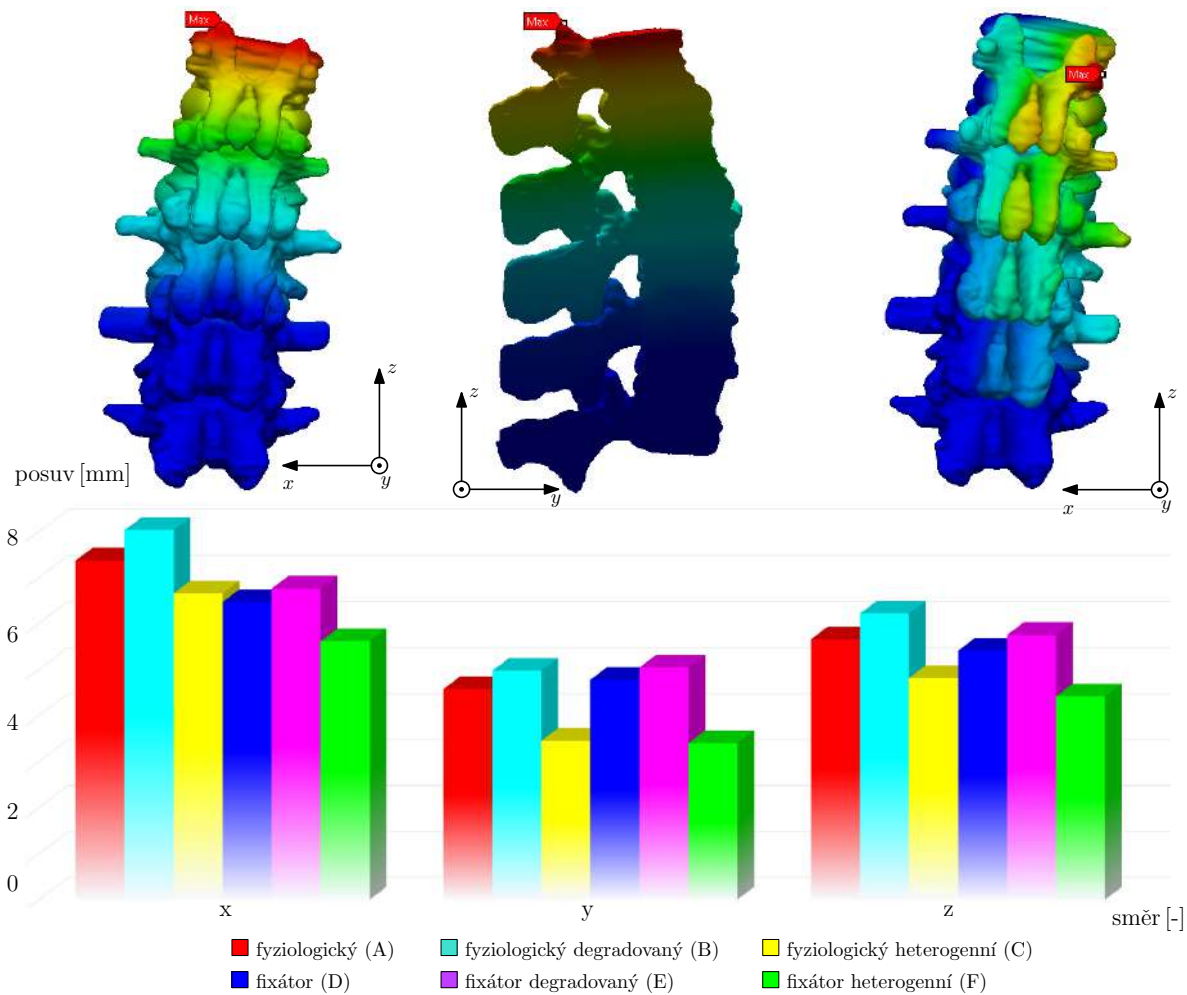
Posuvy páteřního segmentu



Obrázek 11.24: Celkové deformace při pravém úklonu v mm

Celkové deformace při pravém úklonu přesahují ve všech případech 7,3 mm. Nejvyšší hodnoty (10,4 mm) dosahuje varianta páteřního segmentu ve fyziologickém stavu s de-gradovanými vlastnostmi obratle L1 (varianta B). Nejnižší hodnoty posuvů se vyskytují v segmentu se zavedeným fixátorem a heterogenním modelem materiálu spongiozní tkáně (F).

Největší posuvy byly naměřeny ve směru os x a z . Maximálního posuvu dosáhla varianta s degradovanými vlastnosti obratle L1 s použitím homogenního materiálu (varianta B) – 8 mm. Zavedení fixátoru snížilo deformace ve směru x u všech variant.

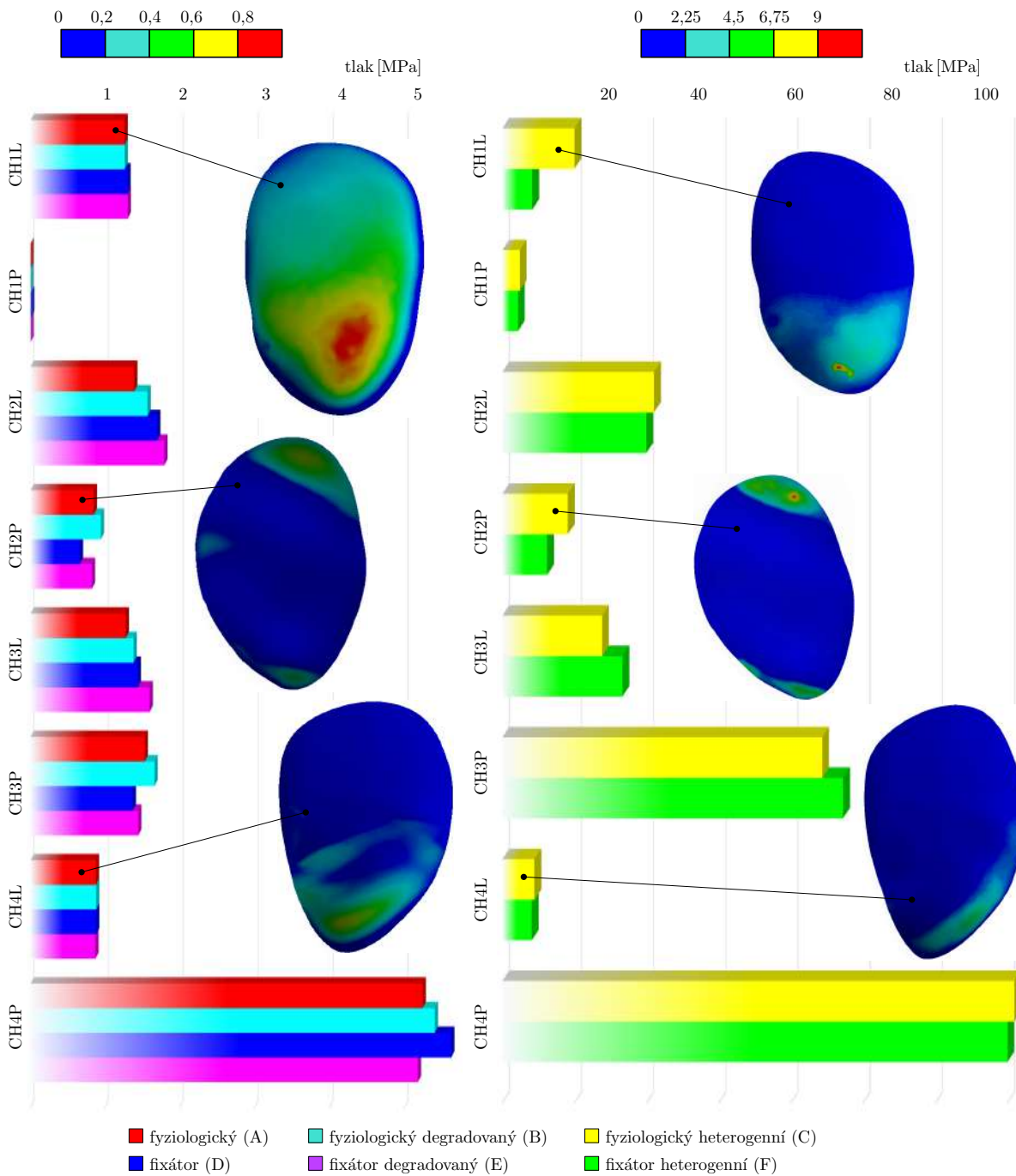


Obrázek 11.25: Maximální posuvy ve směrech x, y, z při pravém úklonu

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Kontaktní tlaky chrupavek

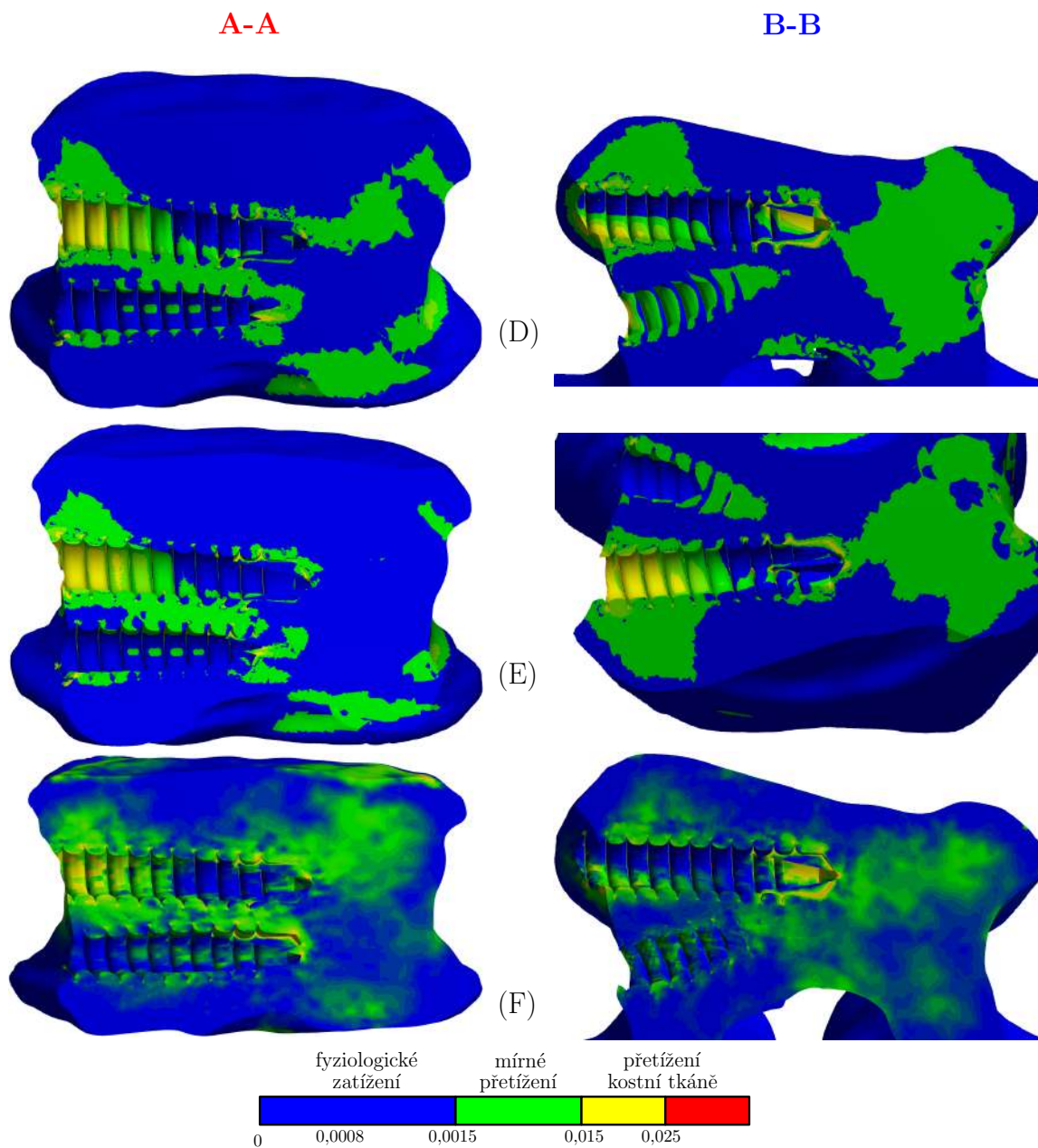
Nejvyšší kontaktní tlaky se vyskytovaly ve všech variantách u chrupavky CH4P. V případě materiálu s homogenními vlastnostmi spongiozní tkáně (A, B, D, E) bylo dosaženo maximálního tlaku 2,81 MPa u varianty se zavedeným fixátorem (D). V případě nehomogenního materiálu (C, F) byla nejvyšší hodnota kontaktního tlaku rovna 71 MPa u varianty páteřního segmentu ve fyziologickém stavu.



Obrázek 11.26: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při pravém úklonu

Přetvoření kostní tkáně

Ve všech variantách dochází převážně pouze k mírnému přetížení spongiozní kostní tkáně. K většímu přetížení dochází pouze lokálně v místech kontaktu šroubů páteřního fixátoru s těly obratlů.

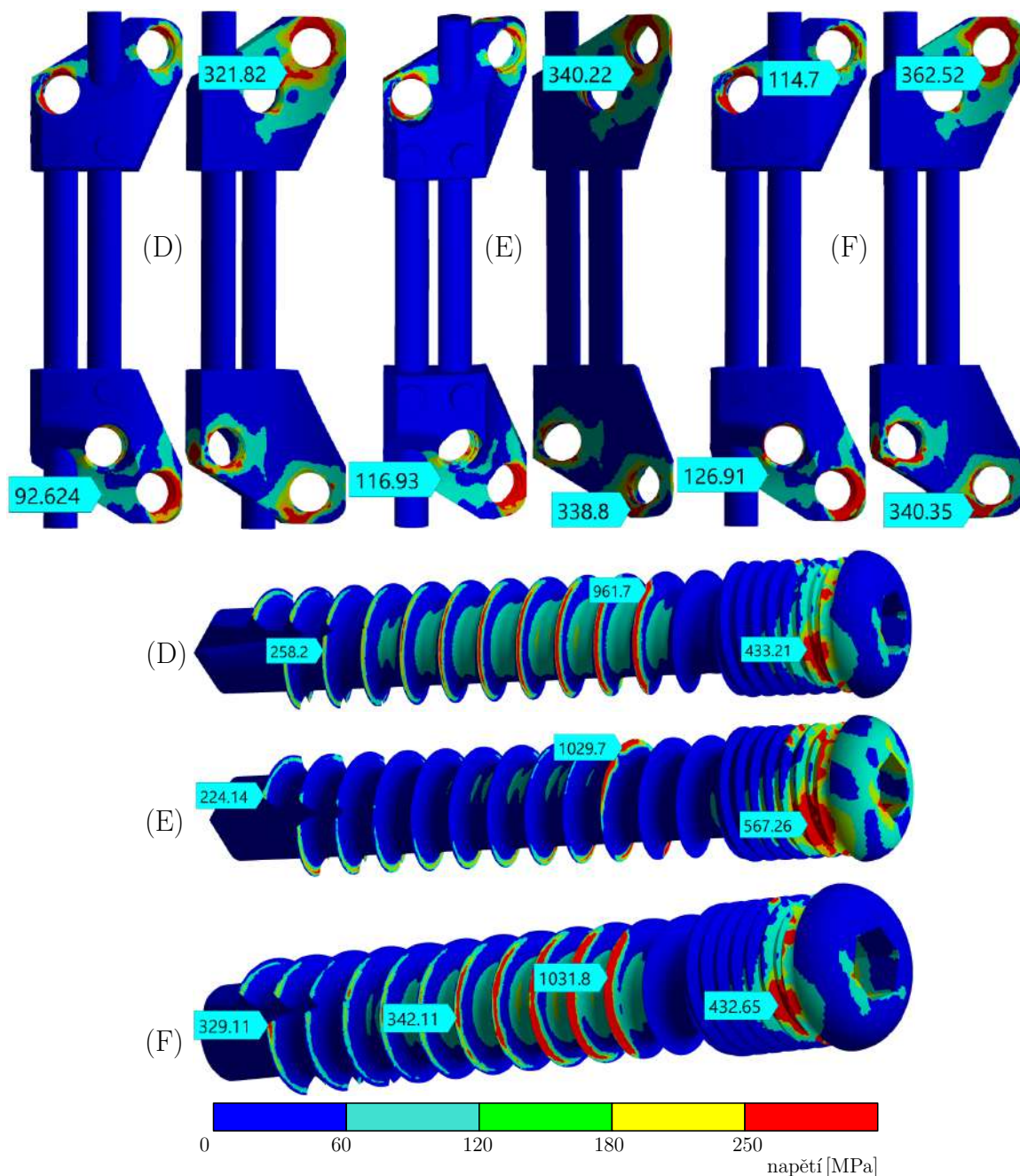


Obrázek 11.27: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při pravém úklonu

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Napětí páteřního fixátoru

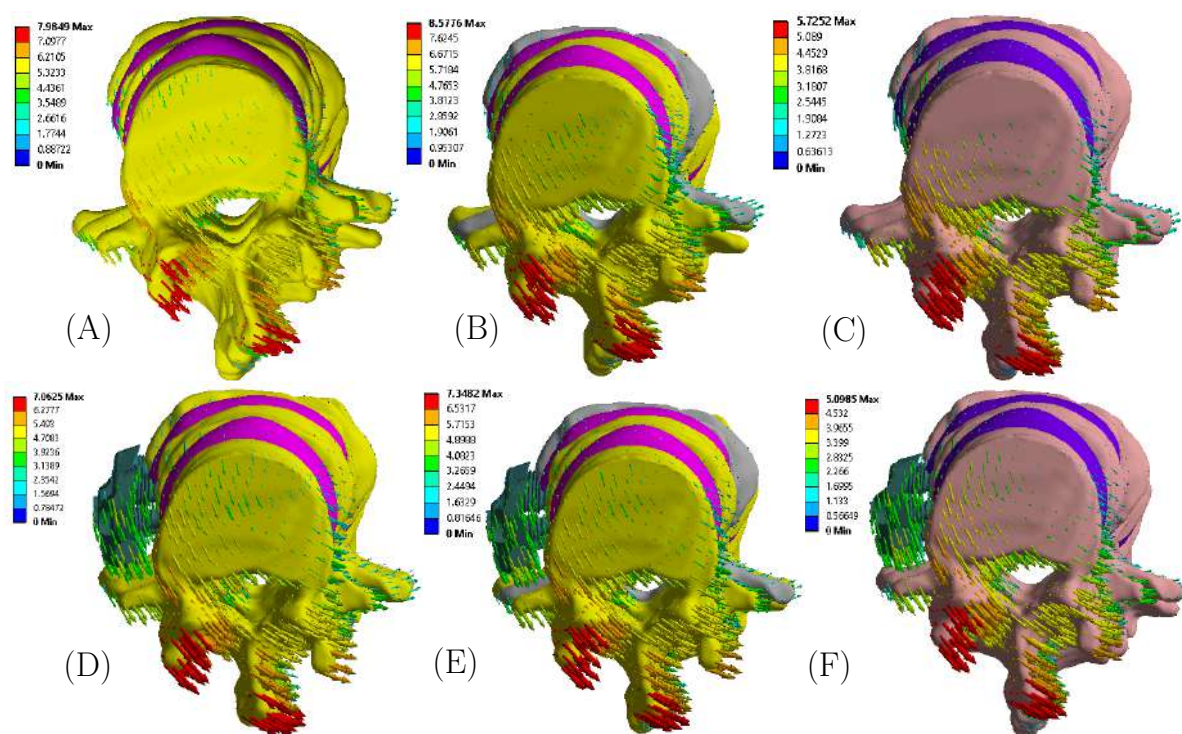
Hodnoty redukovaného napětí na páteřním fixátoru jsou nejvyšší na jeho svěrkách a v kritických místech se pohybují v rozmezí 321–363 MPa. Napětí na šroubech dosahují největších hodnot na spodní šroubovici, ve které dochází ke kontaktu se spongiozní tkání těl obratlů. Nejvyšší napětí bylo naměřeno u varianty s degenerovaným obratlem L1 (1030 MPa) a u varianty zahrnující heterogenní model materiálu spongiozní kostní tkáň (1032 MPa).



Obrázek 11.28: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při pravém úklonu

11.6. Levá rotace

Posuvy páteřního segmentu

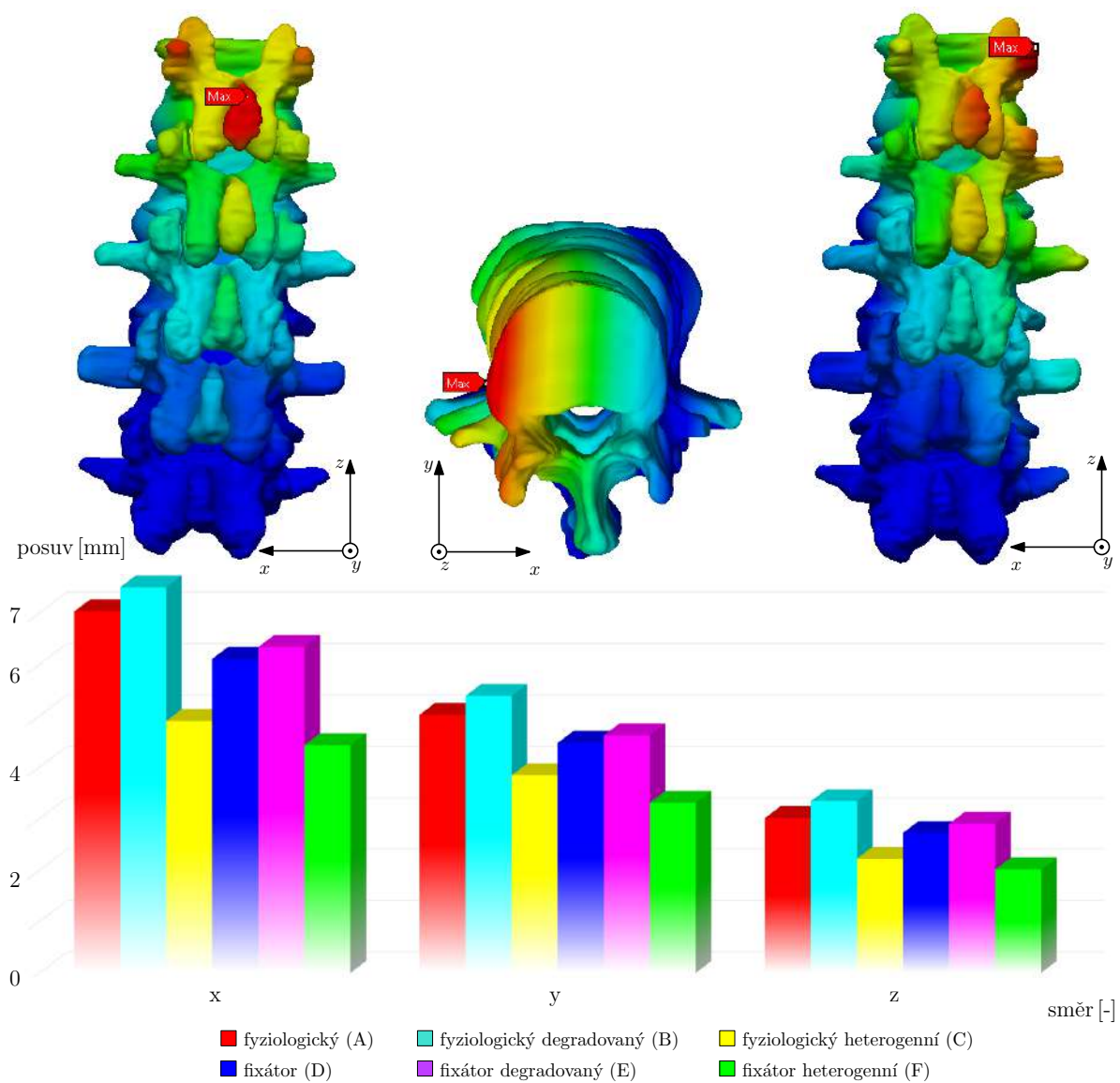


Obrázek 11.29: Celkové deformace při levé rotaci v mm

Celkové posuvy dosahují nejvyšší hodnoty 8,6 mm u varianty páteřního segmentu degenerovaných vlastností obratle L1 (varianta B). Nejmenší posuvy vykazuje případ s modelem materiálu heterogenních vlastností spongiózní tkáně se zavedeným fixátorem (F).

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

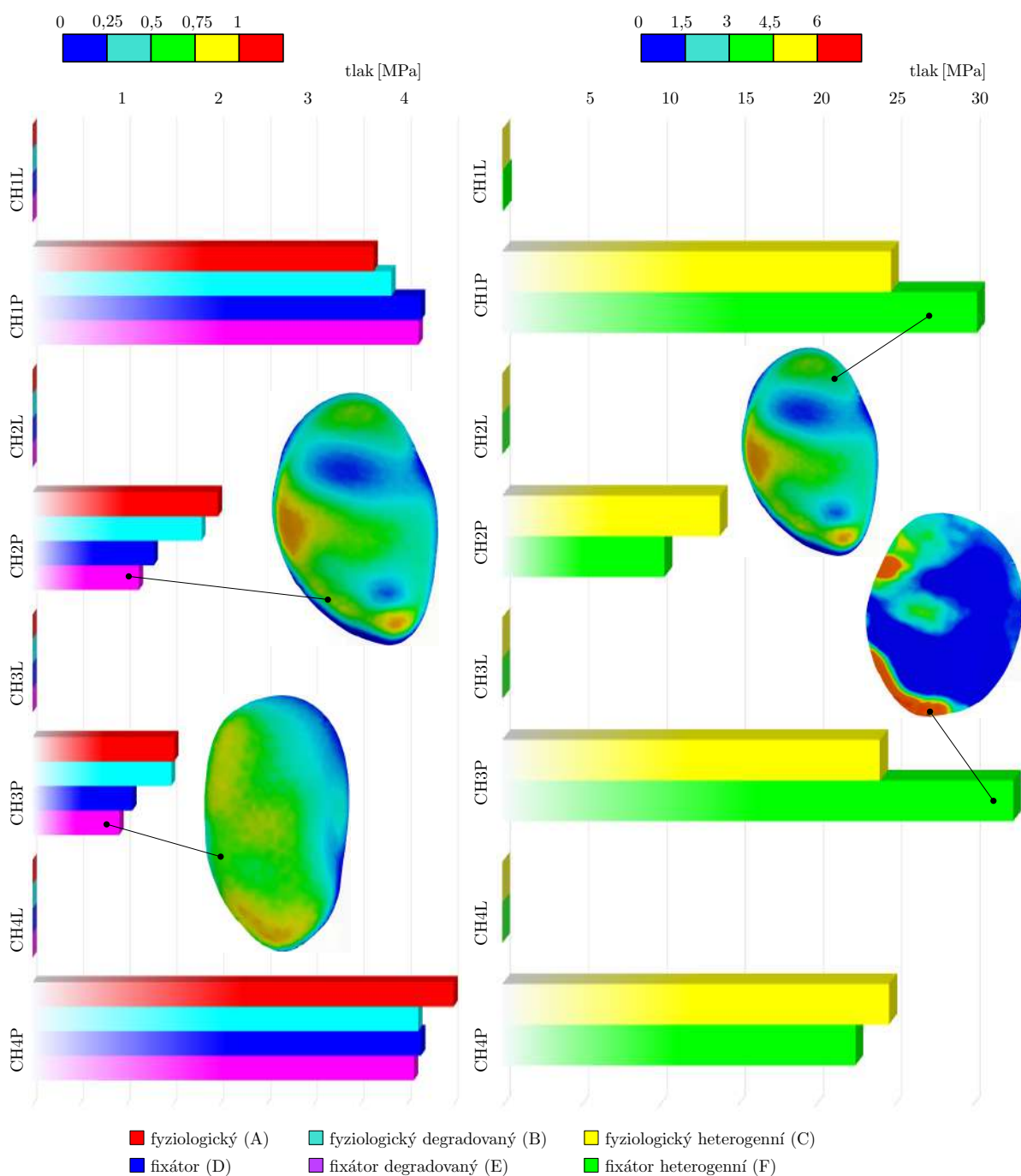
Největší posuvy jsou docíleny ve směru osy x . U varianty s degradovanými vlastnostmi obratle L1 nabývají tyto hodnoty až 7,5 mm. Nejmenší posuvy jsou u všech variant zaznamenány ve směru osy z .



Obrázek 11.30: Maximální posuvy ve směrech x, y, z při levé rotaci

Kontaktní tlaky chrupavek

Nejvyšší kontaktní tlaky jsou u homogenního materiálu na chrupavkách CH1P a CH4P, kde maximální kontaktní tlaky přesahují 4MPa. U varianty s heterogenním modelem materiálu jsou nejvyšší hodnoty kontaktních tlaků na chrupavkách CH1P a CH3P. Nejvyšší hodnota byla zaznamenána na chrupavce CH3P. U varianty se zavedeným fixátorem (F) byla naměřena hodnota kontaktního tlaku 32,6 MPa. Na chrupavkách, které jsou umístěny na levé straně páteře nedochází vlivem charakteru zatěžování ke vzájemnému kontaktu, proto je na nich naměřen nulový kontaktní tlak.

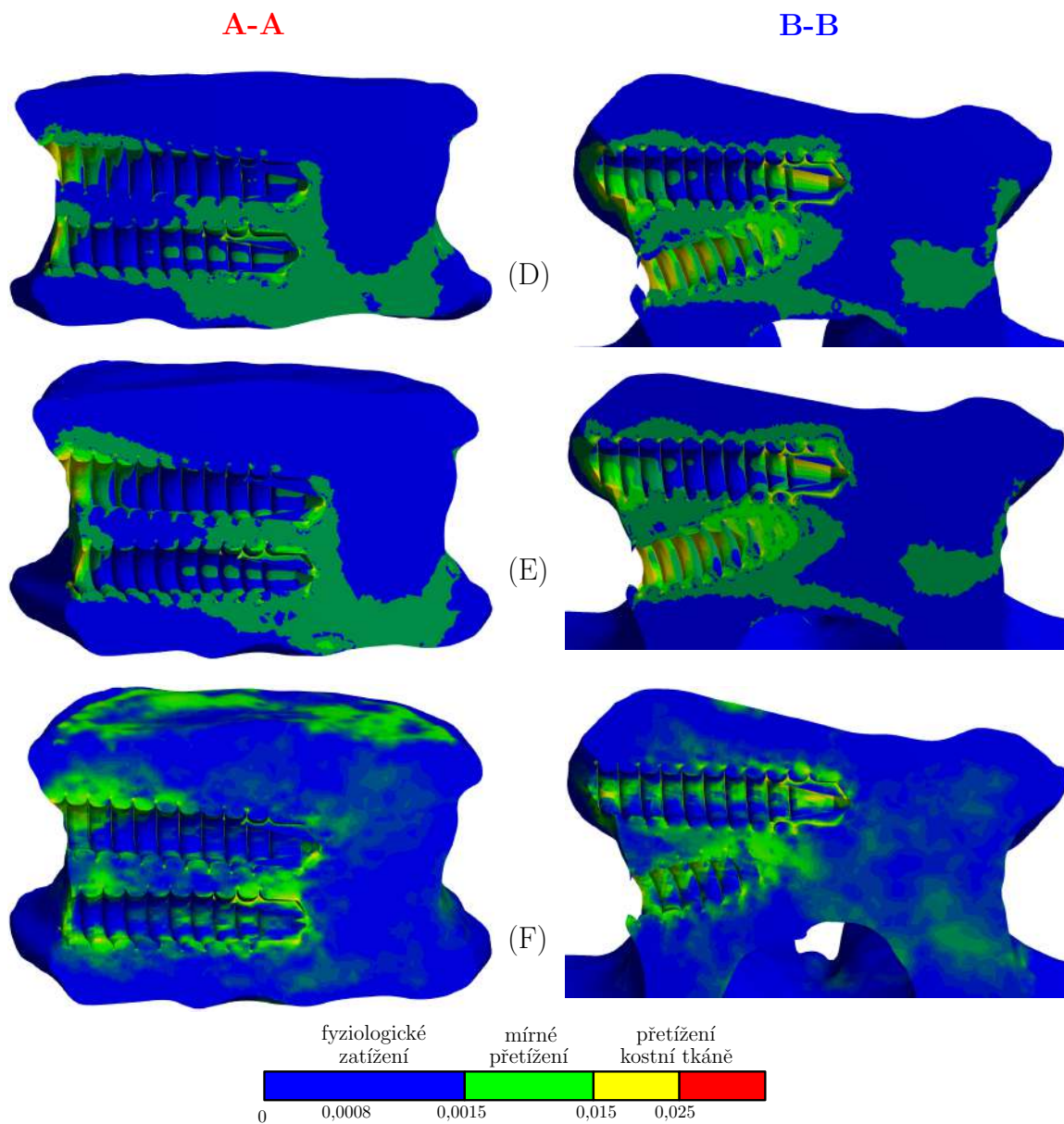


Obrázek 11.31: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při levé rotaci

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Přetvoření kostní tkáně

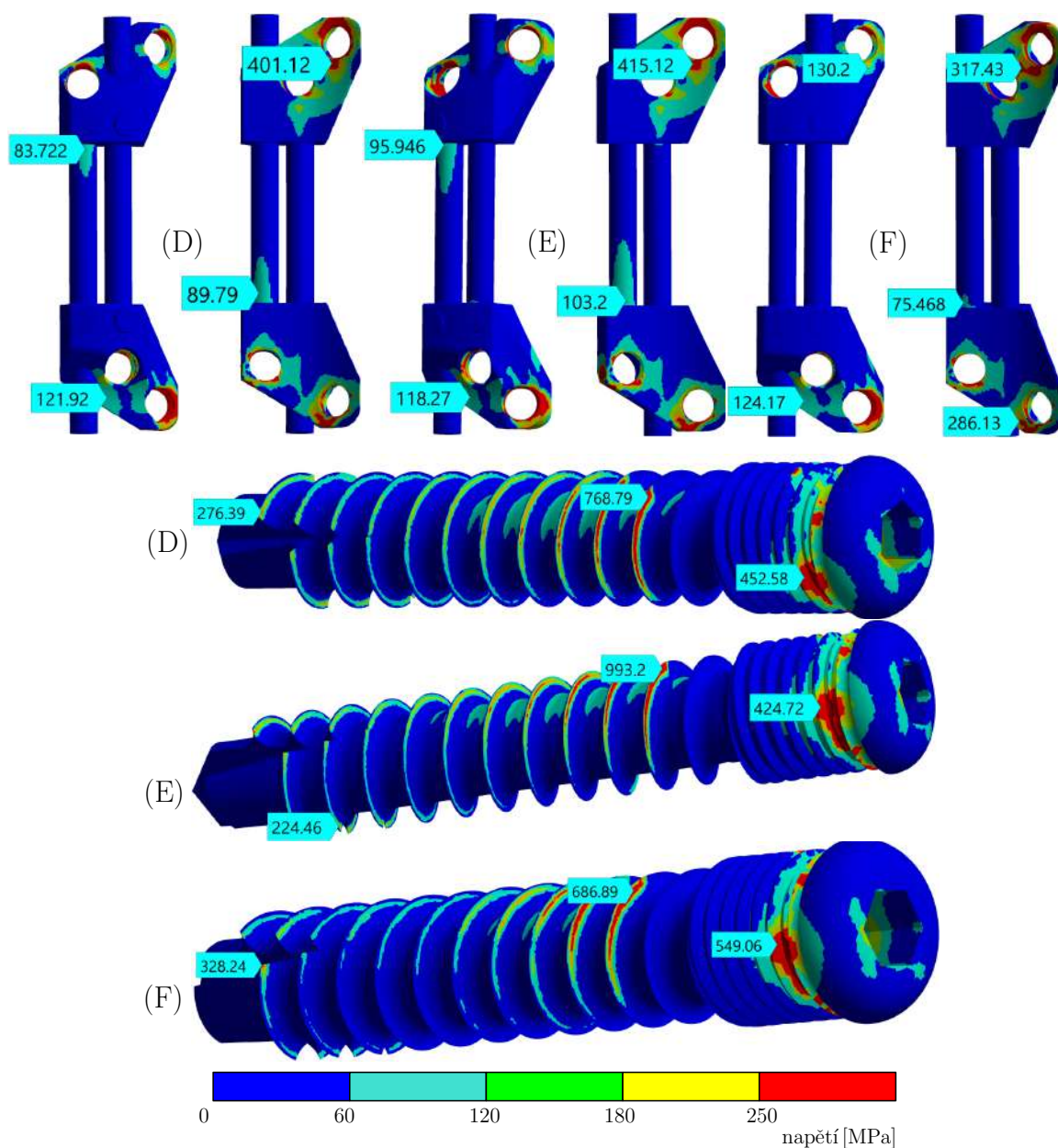
Při levé rotaci se v těle obratlů vyskytuje převážně fyziologické zatížení. V okolí zavedení fixačních šroubů dochází k lokálnímu přetížení kostní tkáně. U všech tří řešených variant dochází k většímu přetěžování těla obratle L2 (řez B-B).



Obrázek 11.32: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při levé rotaci

Napětí páteřního fixátoru

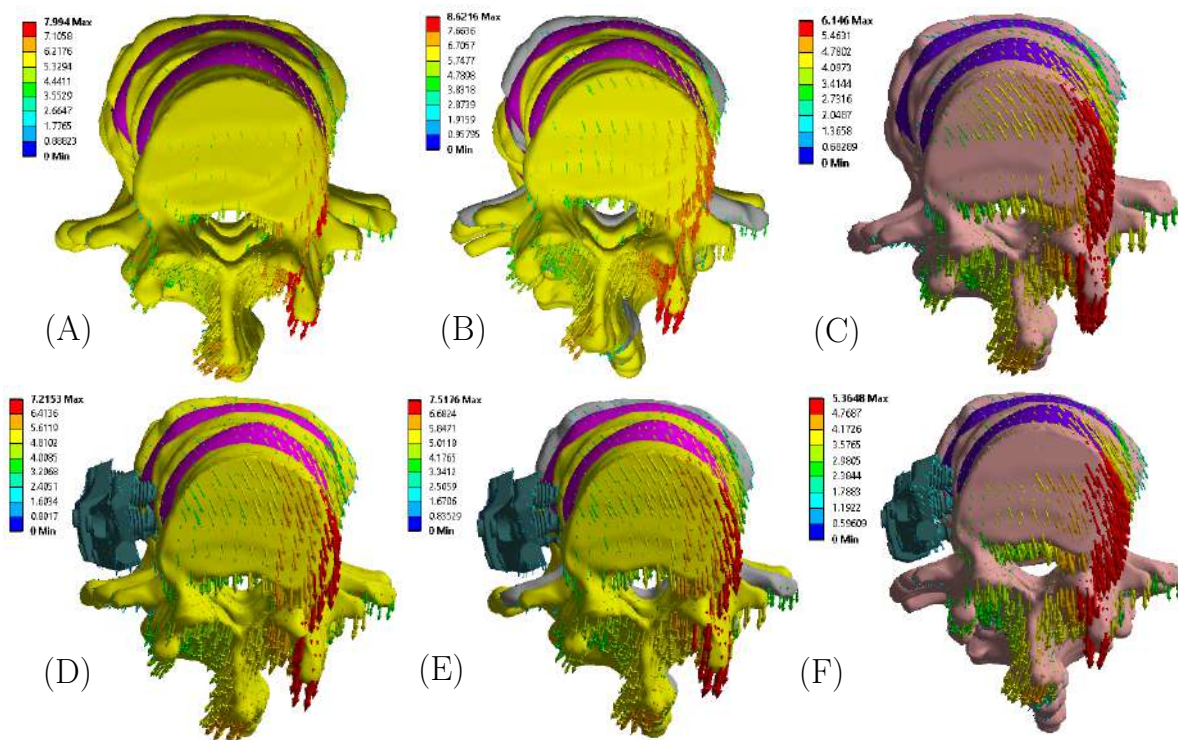
Nejvyšší hodnoty redukovaného napětí lze pozorovat na svérce páteřního fixátoru v okolí závitu pro šroub. Naměřené hodnoty v těchto místech jsou u variant modelů zahrnujících vlastnosti homogenního materiálu (D, E) v rozmezí 401–416 MPa. U varianty s heterogenními vlastnostmi modelu materiálu spongiozní kostní tkáně (F) je tato hodnota v kritickém místě 317 MPa. Maximální hodnota napětí na spodním závitu šroubu je u varianty E (993 MPa).



Obrázek 11.33: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při levé rotaci

11.7. Pravá rotace

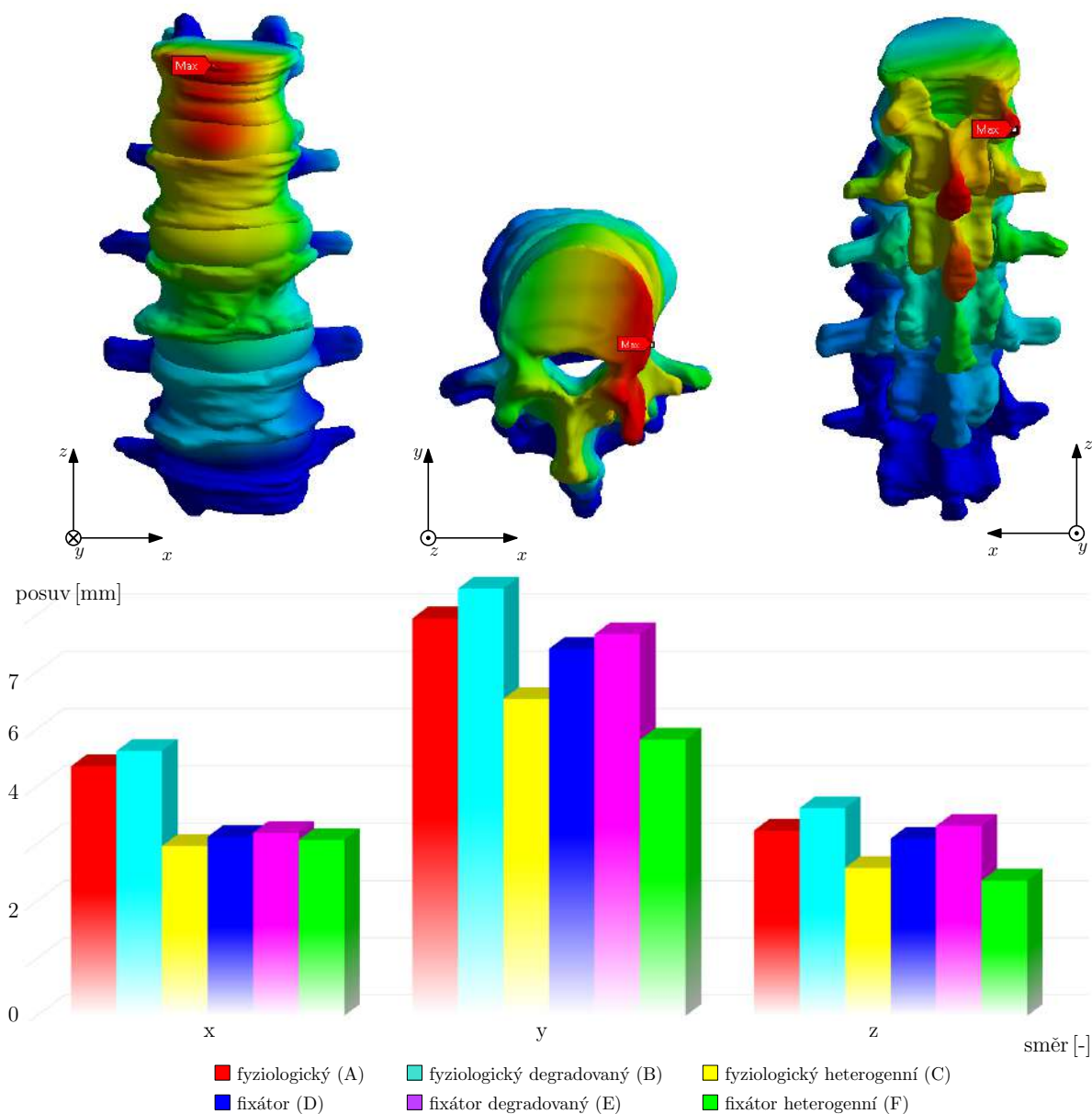
Posuvy páteřního segmentu



Obrázek 11.34: Celkové deformace při pravé rotaci v mm

Celkový posuv 8,6 mm je největší ze všech řešených variant a bylo jej dosaženo v případě degradovaných vlastností obratle L1 (varianta B). Po zavedení fixátoru se posuv zmenší na 7,5 mm (varianta E). Nejmenších posuvů bylo dosaženo v případě varianty zahrnující heterogenní vlastnosti modelu materiálu spongiozy (C, F). Pro případ ve fyziologickém stavu (C) byl naměřen maximální posuv 6,1 mm. Ten byl po zavedení páteřního fixátoru (F) snižen na 5,36 mm.

Dominantní složkou posuvů je u všech variant posuv ve směru osy y . Pro variantu B je maximální posuv ve směru osy y roven 7,5 mm. U variant používajících heterogenní vlastnosti modelu materiálu spongiozy (C, F) není velký rozdíl v posuvech páteřního segmentu ve fyziologickém stavu (C) a ve stavu se zavedeným fixátorem (F). Dochází zde k maximálnímu poklesu ve směru osy y o 8,6 %.

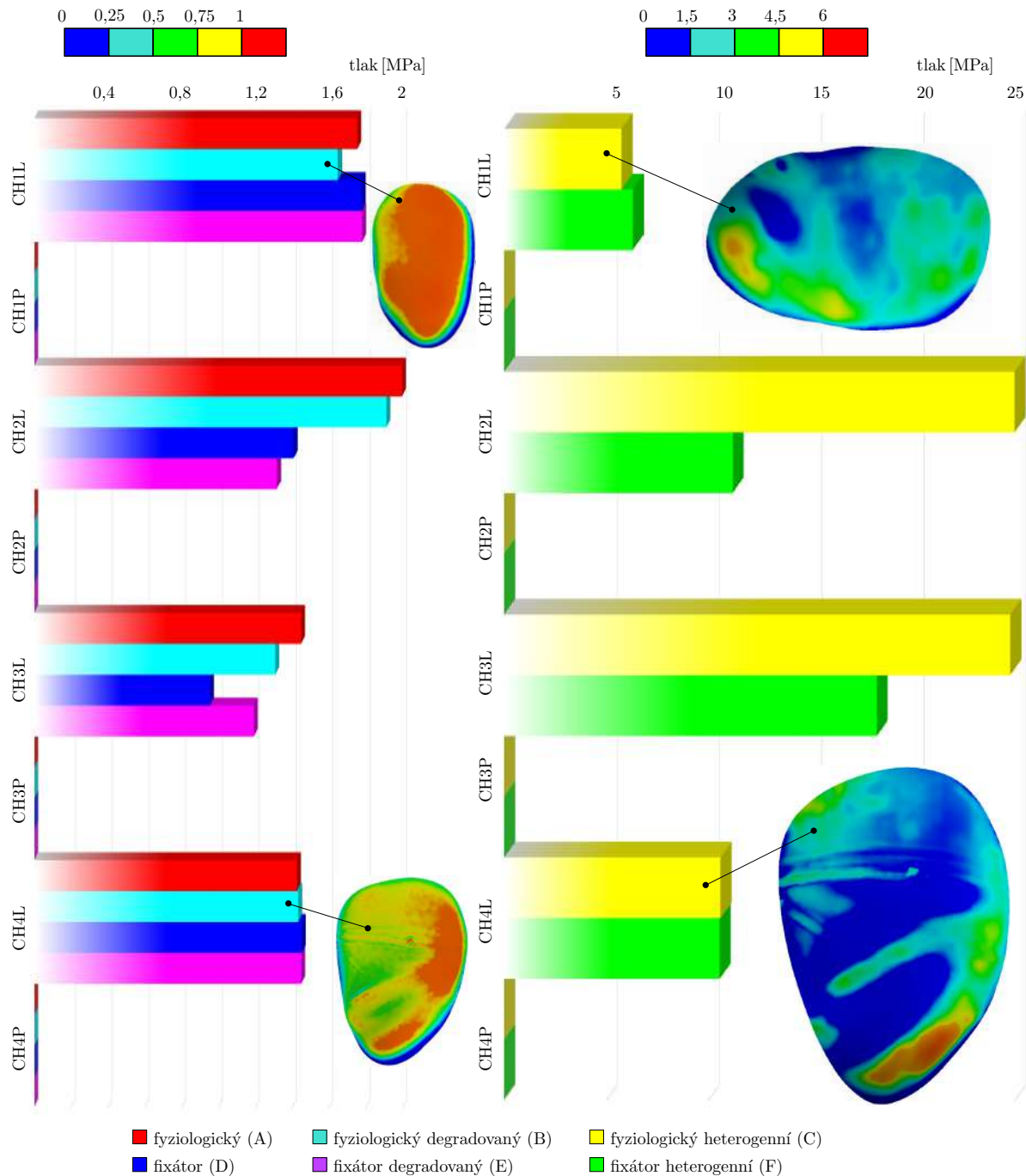


Obrázek 11.35: Maximální posuvy ve směrech x , y , z při pravé rotaci

11. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Kontaktní tlaky chrupavek

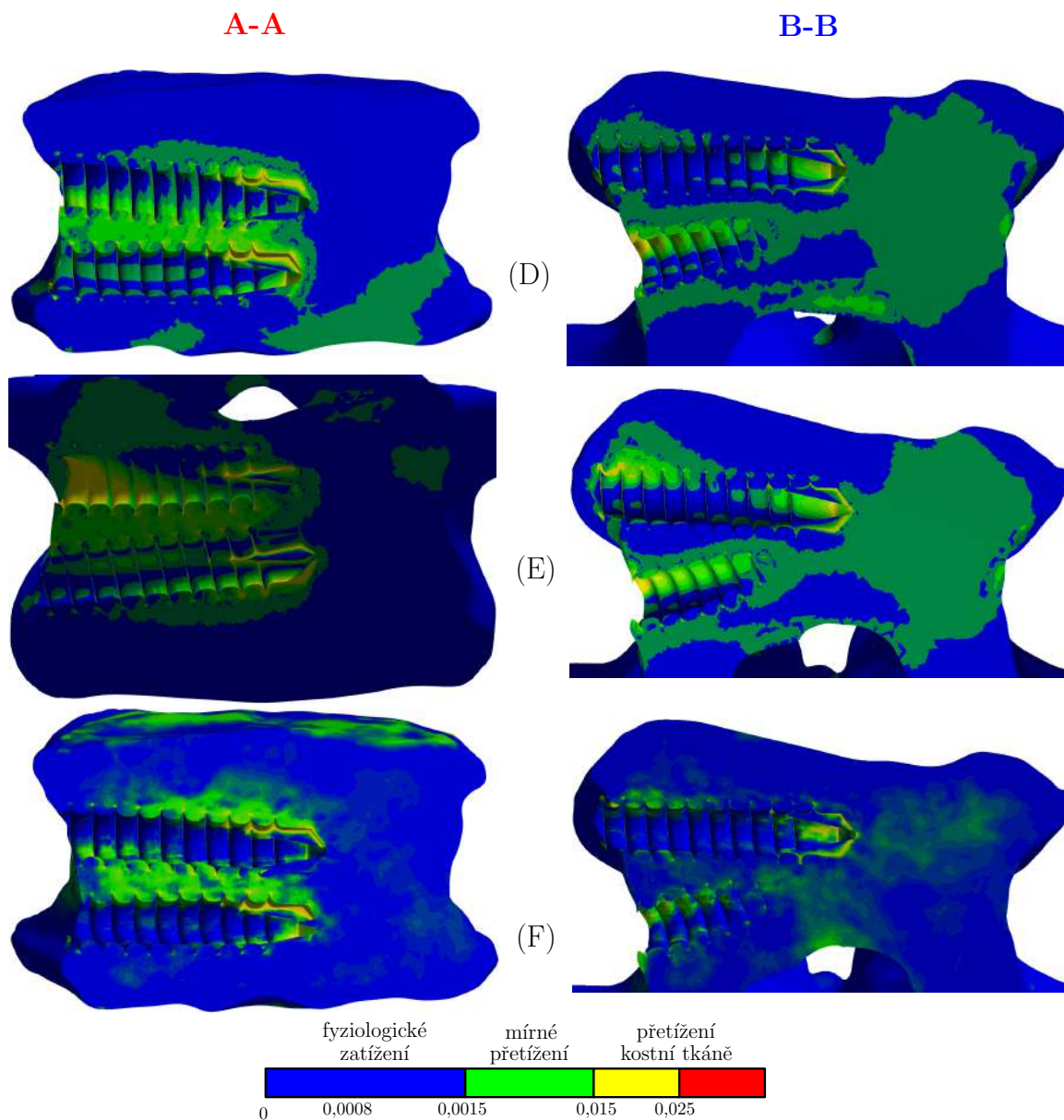
V případech použití homogenního materiálu lze na všech chrupavkách umístěných na pravé straně páteřního segmentu (CH1P–CH4P) pozorovat kontaktní tlak v rozmezí 0,95–2 MPa. V případě modelu materiálu heterogenních vlastností spongiozní tkáň (C, F) jsou největší tlaky na chrupavkách CH2L a CH3L. U variant páteřního segmentu ve fyziologickém stavu (A, B, C) nabývají kontaktní tlaky na chrupavkách větších hodnot než varianty se zavedeným fixátorem (D, E, F).



Obrázek 11.36: Maximální kontaktní tlaky chrupavek při pravé rotaci

Přetvoření kostní tkáně

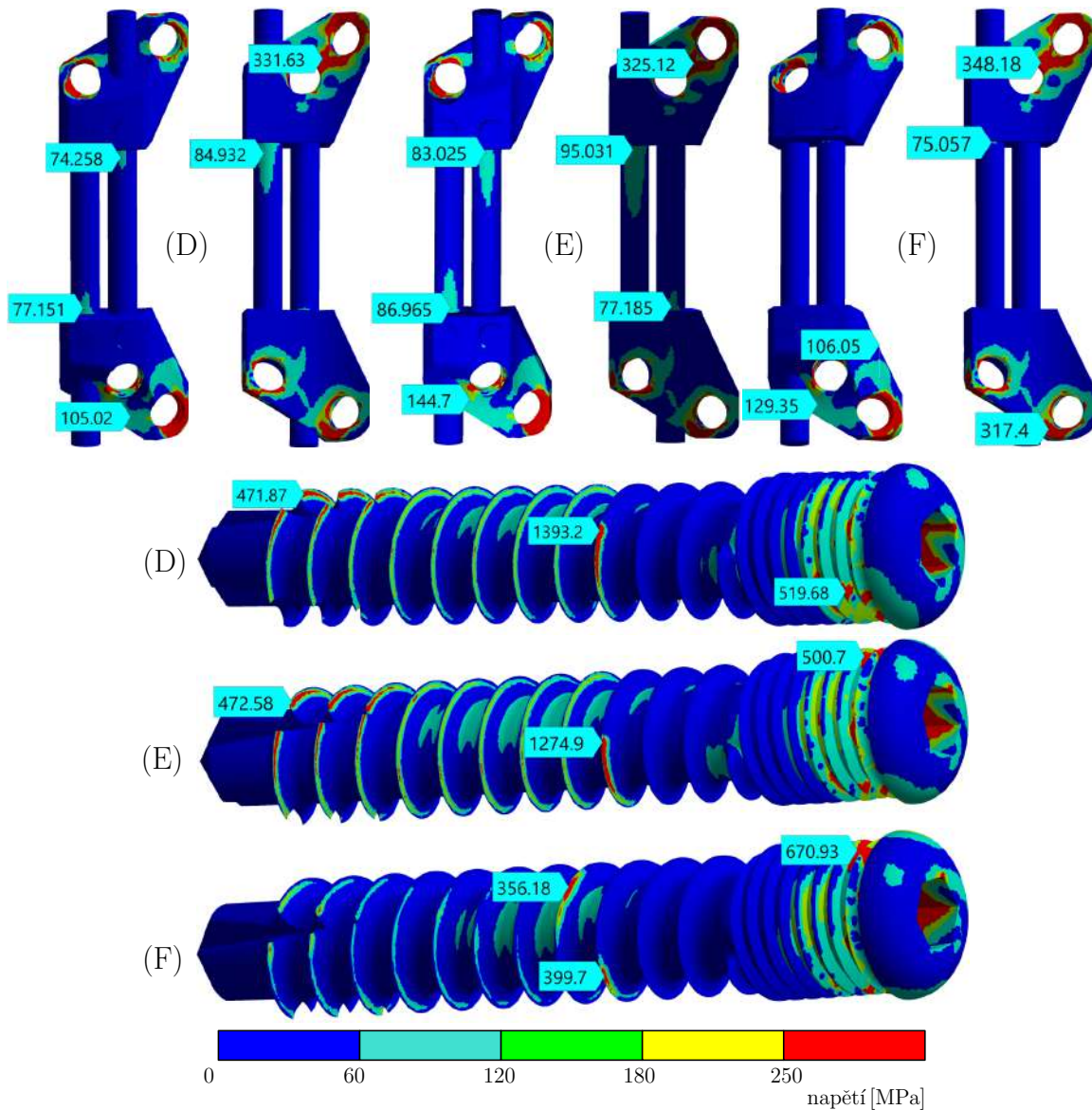
V místě zavedení fixačních šroubů dochází k přetížení kostní tkáně. V těle obratle T12 (řez A-A) dochází navíc k přetížení v celé oblasti mezi zavedenými šrouby. Nejznatelnější přetížení spongiozní kostní tkáně je u varianty s degradovanými vlastnostmi obratle L1.



Obrázek 11.37: Elastické přetvoření v místech zavedení šroubů při pravé rotaci

Napětí páteřního implantátu

Kritickým místem na fixátoru je svěrka. Redukované napětí se na tomto místě pohybuje v rozmezí 331–349 MPa. U variant zahrnujících homogenní model materiálu spongiozní kostní tkáně (D, E) je mírně zvýšené napětí na tyčinkách fixátoru. To ale nepřeroste hodnotu 87 MPa. Největší napětí na spodních závitech šroubů, které se dostávají do kontaktu s těly obratlů, dosahuje maximální hodnoty 1393 MPa u varianty D. V případě modelu materiálu heterogenních vlastností spongiozní kostní tkáně je napětí na spodním závitě šroubu menší než 400 MPa.



Obrázek 11.38: Rozložení redukovaného napětí na fixátoru a šroubech při pravé rotaci

12. Analýza dosažených výsledků

12.1. Deformace

U všech šesti variant byla provedena analýza celkových deformací a také posuvů ve směrech hlavních os souřadnicového systému x , y a z . Ve všech řešených zatěžovacích stavech, kromě předklonu, dosahovaly největší hodnoty celkové deformace u varianty s degradovanými vlastnostmi obrátle L1 (varianta B). U předklonu byly vypočteny nejvyšší hodnoty celkové deformace varianty zahrnující heterogenní vlastnosti modelu materiálu ve fyziologickém stavu. Tato skutečnost je způsobena vlivem bederního zakřivení páteře (*lumbales curvatura*), které lze pozorovat na obrázku 7.2. Samotným působením horní části těla na bederní část páteřního segmentu se celá soustava začne deformovat dorsálním směrem. Charakter zatížení posouvá celý páteřní segment zase na druhou stranu – směrem ventrálním. To je také důvod, proč celkové posuvy při předklonu dosahují nejnižších hodnot a při extenzi jsou celkové deformace páteřního segmentu nejvyšší. Při úklonech do strany (levý úklon, pravý úklon) by se dal u modelu ve fyziologickém stavu očekávat výrazný rozdíl posuvu ve směru x (směr kolmý na mediální rovinu) a posuvu ve směru y (směr kolmý na frontální rovinu). Při levém úklonu činí poměr posuvu ve směru y vůči posuvu ve směru x 92%. U pravého úklonu je tento poměr 63%. Tento fakt je způsoben opět bederním zakřivením páteře (*lumbales curvatura*). Při levém úklonu jsou posuvy páteřních segmentů ve fyziologickém stavu nejvyšší ve směru osy x . Po zavedení fixátoru klesne hodnota posuvu ve směru x u všech variant přibližně na 2,1 mm. Při tomto zatěžovacím stavu má zavedený fixátor na deformaci největší vliv. Dochází zde k poklesu deformace ve směru osy x ze 4 mm na 2,1 mm. Naopak nejmenší vliv má zavedení páteřního fixátoru při předklonu, záklonu a stání. Největší odchylka posuvu v hodnotě 1,5% je při předklonu u varianty se zavedeným fixátorem v porovnání s variantou páteřního segmentu ve fyziologickém stavu.

pohyb	varianta A [mm]	varianta E [mm]	změna posuvu [%]
stání	5,3	5,4	1,56
předklon	3,5	3,6	4,5
záklon	14,9	15,6	4,4
levý úklon	5,9	4,3	-26,5
pravý úklon	9,6	9,4	-1,5
levá rotace	8	7,3	-7,9
pravá rotace	8	7,5	-6

Tabulka 12.1: Porovnání změny celkových deformací při variantě A a E

12. ANALÝZA DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

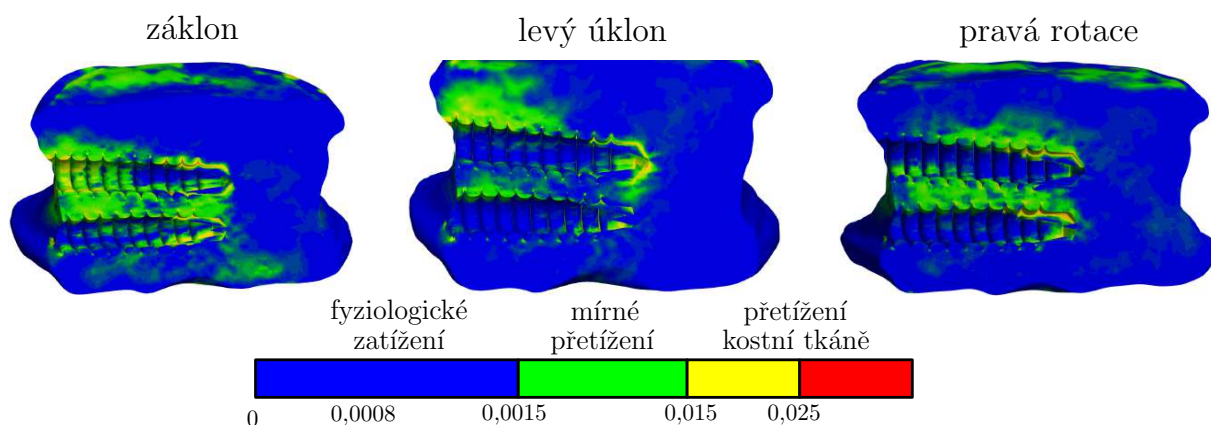
V tabulce 12.1 je jsou srovnány změny celkové deformace páteřního segmentu ve fyziologickém stavu (varianta A) a ve stavu s degradovanými vlastnostmi a chováním obratle L1 po zavedení páteřního fixátoru (varianta E). Z tabulky 12.1 vyplývá, že při úklonu doleva páteřní fixátor výrazně brání pohybu páteřního segmentu ve směru osy x . Můžeme tedy říct, že po zavedení páteřního fixátoru do segmentu páteře s degradovanými vlastnostmi a chováním obratle L1 dojde k nárůstu celkové deformace maximálně o 4,5 %. U levého úklonu dojde k významnému poklesu celkové deformace o 26,6 %.

12.2. Kontaktní tlaky

Kontaktní tlaky chrupavek se zásadně liší při použití různých modelů materiálů spongiozní kostní tkáně. U modelu materiálu homogenních vlastností jsou kontaktní tlaky na chrupavkách výrazně nižší než u modelu materiálu zahrnujícího heterogenní vlastnosti modelu materiálu spongiozy. Je to způsobeno tím, že výpočtové modely používající heterogenní model materiálu spongiozy se vyznačují vysokým gradientem hodnot Youngova modulu ve vyšetřované oblasti (obrázek 10.8). Nejvyšší kontaktní tlaky se vyskytují u všech variant při záklonu, levém a pravém úklonu. Při levém úklonu dochází k významnému ovlivnění kontaktních tlaků u varianty se zavedeným fixátorem. Na chrupavce CHIP (obrázek 11.21) kontaktní tlak náhle vzroste a na ostatních chrupavkách dojde naopak k poklesu tlaku. Nárůst hodnoty kontaktního tlaku na chrupavce CHIP je způsoben zvýšenou tuhostí páteřního segmentu vlivem zavedení páteřního fixátoru do obratlů T12 a L2. U pravé a levé rotace ve všech řešených variantách dochází ke kontaktu chrupavek pouze na jedné straně páteřního segmentu. Při tomto charakteru zatěžování vždy dojde k přerušení kontaktu chrupavek na jedné straně páteře, a tím je na těchto chrupavkách docíleno nulové hodnoty kontaktního tlaku. Charakter rozložení kontaktních tlaků na chrupavkách je pro všechny varianty obdobný. Pro jednotlivé varianty se ovšem mění konkrétní hodnoty kontaktních tlaků.

12.3. Elastické přetvoření spongiozní kostní tkáně u varianty se zavedeným fixátorem

Posouzení stavů namáhané kostní tkáně v okolí šroubů bylo vyhodnocováno s využitím Frostovy hypotézy 7.6.1. Ve většině případů je v celém těle obratlů T12 a L2, ve kterých jsou zavedeny šrouby fixátoru, spongiozní kostní tkáň zatěžována fyziologicky. V blízkém okolí zavedených šroubů lze pak pozorovat lokální přetížení kostní tkáně. Nejbezpečnějším pohybem pro přetížení kostní tkáně je předklon, u kterého dochází jen k fyziologickému přetížení spongiozní kostní tkáně. Při záklonu, levém úklonu a pravé rotaci dochází k výraznému přetížení těl obratlů (obrázek 12.1). U levého úklonu je přetížena pouze horní polovina oblasti kontaktu těla obratle s fixačním šroubem. U záklonu a pravé rotace dochází nejen k lokálnímu přetížení v oblasti zavedení šroubů, ale také dochází k přetížení kostní tkáně v celé oblasti mezi oběma šrouby fixátoru v těle obratle T12. U variant D a F je největší přetížení kostní tkáně v místě konce fixačního šroubu. U varianty E dochází k přetížení kostní tkáně také v místech, kde fixační šroub do těla obratle vstupuje. Model vazby fixačních šroubů a spongiozní kostní tkáně byl vytvořen pro stav, kdy šroub ještě není přirostlý k tělu obratle.



Obrázek 12.1: Elastické přetvoření obratle T12 varianty (F)

12.4. Redukované napětí páteřního fixátoru

Na celém páteřním fixátoru bylo analyzováno redukované napětí HMM. Kritickým místem byla u všech variantách svěrka fixátoru. Při levém úklonu zde dosahuje redukované napětí maximální hodnoty 652 MPa. Dalším analyzovaným kritickým místem byl spodní závit fixačního šroubu, který se dostává do kontaktu se spongiozní kostí tvořící tělo obratle. Nejvyšších hodnot napětí na spodní šroubovici závitu bylo dosaženo při zůklonu, pravém úklonu a pravé rotaci. Maximální napětí na šroubu je rovno 1393 MPa (tabulka 12.2). Mez kluzu titanové slitiny je v literatuře uváděna až [4] 930 MPa a mez pevnosti titanové slitiny dosahuje až 1070 MPa [4]. Při zůklonu je překročena hodnota meze pevnosti materiálu páteřního fixátoru.

Všechny varianty výpočtových modelů uvažují pouze lineárně elastický materiál, a tak na této úrovni výpočtového modelování nelze popsat skutečné chování materiálu po překročení meze kluzu. U výpočtového modelu s heterogenním modelem materiálu spongiozní kostní tkáň často nastává situace, kdy se hodnota napětí na šroubu výrazně liší vůči homogennímu modelu materiálu. Tato skutečnost je způsobena různým rozložením hodnot Youngova modulu ve spongiozní kostní tkáni. Pokud dojde ke kontaktu fixačního šroubu v místech, kde nastává výrazná lokální změna Youngova modulu ve spongiozní tkáni, dojde zde také k významné změně hodnoty redukovaného napětí. Ve skutečnosti je spongiozní kostní tkáň tvořena trámčitou strukturou, která v tomto výpočtovém modelu není uvažována.

pohyb	svěrka [MPa]	varianta	šroub [MPa]	varianta
stání	358	E	667	F
předklon	401	E	548	F
zůklon	340	F	1014	E
levý úklon	652	F	550	F
pravý úklon	362	F	1032	F
levá rotace	415	E	993	E
pravá rotace	348	F	1393	D

Tabulka 12.2: Hodnoty maximálního redukovaného napětí na spodním závitu šroubu a na svěrce

13. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provést deformační a napěťovou analýzu páteřního fixátoru tyčinkovitého typu. Na začátku práce byla provedena rešeršní studie, přičemž byly uvedeny a stručně charakterizovány literární zdroje zabývající se podobnou problematikou. Poté byly popsány základy anatomického názvosloví a základní postupy a principy stabilizace lidské páteře.

K vyřešení naformulovaného problému bylo použito výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků (MKP). Z CT snímků poskytnutých archivem FNO byl vytvořen model geometrie, modely materiálu, model vazeb a zatížení páteřního segmentu, skládajícího se z pěti obratlů T11–L3, meziobratlových destiček, kloubních chrupavek a páteřních vazů. Dále byl vytvořen výpočtový model tyčinkovitého páteřního fixátoru, který byl následně zaveden do páteřního segmentu. Celkem bylo vytvořeno 42 výpočtových modelů (obrázek 10.16) – model páteřního segmentu ve fyziologickém stavu a ve stavu se zavedeným fixátorem s přirozenými a degradovanými vlastnostmi obratle L1 a také model zahrnující heterogenní model materiálu spongiozní kostní tkáně ve fyziologickém stavu a ve stavu se zavedeným fixátorem. Řešení bylo provedeno pro sedm zatěžovacích stavů (tabulka 10.5), které představují základní pohyby páteře – stání, předklon, záklon, levý a pravý úklon, levá a pravá rotace. U všech variant bylo použito zatížení hmotným bodem, který představuje zatížení horní části trupu. Dále byl páteřní segment zatěžován pomocí ohybových momentů dle charakteru zatížení. Při vyhodnocování výsledků byly předmětem zájmu celkové deformace a posuvy páteřního segmentu, kontaktní tlaky na chrupavkách, elastické přetvoření spongiozní kostní tkáně a redukované napětí HMM na fixátoru.

Z analýzy výsledků deformací je zřejmé, že varianta s degradovanými vlastnostmi a chováním obratle L1 (E) dosahovala kromě předklonu nejvyšších hodnot celkové deformace. Po zavedení fixátoru klesly celkové deformace ve všech stavech tak, že rozdíl mezi deformacemi páteřního segmentu ve fyziologickém stavu s přirozenými vlastnostmi obratle L1 (A) byly maximálně o 4,5 % vyšší než u varianty degradovaných vlastností a chováním obratle L1 se zavedeným fixátorem (E). Můžeme tedy říct, že poškozená páteř se po zavedení fixátoru bude svými deformacemi blížit přirozenému, fyziologickému stavu.

Největších hodnot kontaktního tlaku na chrupavkách je dosaženo při záklonu, levém a pravém úklonu. Při záklonu páteřního obratle ve fyziologickém stavu není tlak na chrupavkách rozložen rovnoměrně – to je způsobeno deformitou modelu geometrie obratlů páteřního segmentu (obrázek 10.2). Při levém úklonu dochází k výraznému poklesu hodnot kontaktního tlaku na chrupavkách obratlů T12–L3 z důvodu zavedení páteřního fixátoru. Naopak na chrupavce CH1P kontaktní tlak vlivem zavedení fixátoru vzroste.

Z výsledků průběhu elastického přetvoření lze podle Frostovy hypotézy pozorovat přetížení kostní tkáně. Při předklonu je zatěžování kostní tkáně v okolí fixačních šroubů pouze fyziologické. U záklonu, levého úklonu a pravé rotace dochází k výraznému přetížení obratlů v místech zavedení fixátoru. Při záklonu a pravé rotaci nedochází pouze k lokálnímu přetížení kostní tkáně, ale jedná se o přetížení celé oblasti těla obratle T12 mezi šrouby fixátoru.

Průběh redukovaného napětí HMM byl vykreslen u všech variant na celém páteřním fixátoru. Kritickým místem byla svěrka fixátoru a spodní závit fixačního šroubu. Na svěrce fixátoru bylo dosaženo maximálního napětí 652 MPa při levém úklonu u varianty použití heterogenního modelu materiálu spongiozy. Na ostré hraně spodního závitu fixačního šroubu bylo dosaženo nejvyššího napětí 1393 MPa u varianty s degradovanými vlastnostmi

13. ZÁVĚR

a chováním obratle L1. Mez kluzu titanové slitiny je 930 MPa. Tato hodnota je u několika zatěžovacích stavů překročena (tabulka 12.2). Model materiálu páteřního fixátoru je lineárně elastický, proto na této úrovni modelování nelze popsat skutečné chování materiálu při hodnotách redukovaného napětí větších, než je mez kluzu. Materiál titanové slitiny, ze kterého je fixační šroub vyroben je téměř ideálně plastický. V místě vzniku mezního stavu pružnosti se při dalším zatěžování začne zvětšovat plastická oblast, vzhledem k lokálnímu charakteru plastické oblasti nedojde k porušení fixačního šroubu.

Literatura

- [1] ABRAHAMAS, Peter H. *Jak pracuje lidské tělo: [ilustrovaná encyklopedie anatomie a funkcí všech částí lidského těla]*. Praha, 2014. ISBN 978-80-256-1160-9.
- [2] ALISON, C., Ruth K. JONES a K. WILCOX. Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical Engineering & Physics*. 2008, 30(10), 1287-1304.
- [3] ANSA® BETA CAE Systems, 16.2.
Dostupné z <https://www.ansa-usa.com/software/ansa/>
- [4] ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 19.2, Help System, Coupled Field Analysis Guide, ANSYS, Inc
- [5] ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 19.2
- [6] *Anterior Cervical Plates, Spine Implants* [online]. 2019, (69), s. 6 [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: <https://www.indiamart.com>
- [7] BORÁK, L. a P. MARCIÁN. *Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study*. In Engineering Mechanics. 2017, 190-193. ISSN 978-80-214-5497-2.
- [8] BASSANI, Tito, Elena STUCOVITZ, Zhihui QIAN, Matteo BRIGUGLIO a Fabio GALBUSERA. Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level. *Journal of Biomechanics*. 2017, (58), 89-96. ISSN 0021-9290.
- [9] BONNEVIE, E.D., V. WANG a D.L. BURRIS. In-situ studies of cartilage microtribology: roles of speed and contact area. *Tribology Letters*. 2011, 41(1), 83–95. DOI: 10.1007/s11249-010-9687-0.
- [10] BURNIE, David. *Stručná encyklopedie lidského těla: [2000 hesel o stavbě a činnosti lidského těla]*. 1. Velký Meder: Talentum, c1996. ISBN 80-967390-4-2.
- [11] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
- [12] Dassault Systèmes SolidWorks®, 2017.
Dostupné z <http://www.solidworks.com/sw/privacypolicy.htm>
- [13] FROST, H.M. Defining osteopenias & osteoporoses: Another view (with insights from a new paradigm). *Bone*. 1997, (20), 385-391. ISSN 8756-3282.
- [14] FROST, Harold M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: An overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 1994, 64(3), 175-88. DOI: 10.1043/0003-3219(1994)064<0175:WLABSA>2.0.CO;2.
- [15] HUDEČEK, D. *Deformačně napěťová analýza páteřního obratle s různou úrovní geometrického modelu*. 2003. Diplomová práce. Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno.

LITERATURA

- [16] HUSSAIN, M., RN NATARAJAN, G CHAUDHARY, An HS a GB ANDERSSON. Simulation of inhomogeneous rather than homogeneous poroelastic tissue material properties within disc annulus and nucleus better predicts cervical spine response: C3-T1 finite element model analysis under compression and moment loadings. *Spine*. 2011, 36(4), E245-55. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181f2af72.
- [17] JANÍČEK, Přemysl. *Systémová metodologie: brána do řešení problémů*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2014. ISBN 978-80-7204-887-8.
- [18] KERIN, A.J., M.R. WISNOM a M.A. ADAMS. The compressive strength of articular cartilage. *Institution of Mechanical Engineers*. 1998, (212).
- [19] LIDA, Takahiro Kuniyoshi, Kuniyoshi ABUMI, Kiyoshi KANEDA a Y. KOTANI. Effects of aging and spinal degeneration on mechanical properties of lumbar supraspinous and interspinous ligaments. *The spine Journal*. 2002, 2(2), 95-100.
- [20] *Lumitex* [online]. 2019 [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: <https://www.lumitex.com>
- [21] MACHÁNEĚ, T. *Deformačně napěťová analýza páteřního prvku*. 2003. Diplomová práce. Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno.
- [22] *Mechanická studie interakce páteřního segmentu s poddajným fixátorem*. Ústav mechaniky těles, 2014. Disertační práce. FSI VUT Brno. Vedoucí práce Doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [23] MARCIÁN, Petr a Zdeněk FLORIÁN. *Výukový materiál k předmětu biomechanika* [online]. Fakulta strojního inženýrství, VUT FSI [cit. 2019-04-20]. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz>
- [24] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně*. Brno, 2012. Disertační práce. FSI VUT Brno. Vedoucí práce Doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [25] NARIMANI, M. a N. ARJMAND. Three-dimensional primary and coupled range of motions and movement coordination of the pelvis, lumbar and thoracic spine in standing posture using inertial tracking device. *Journal of Biomechanics*. 2018, (69), 6.
- [26] New Jersey Spine and Orthopedic [online]. New Jersey, 2017 [cit. 2019-04-30]. Dostupné z: <https://www.njspineandortho.com/history-spine-surgery>
- [27] *Orthopedics* [online]. 2019, (69), s. 6 [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: <https://ryortho.com>
- [28] *Orthopedic and Laser Spine Surgery* [online]. 2019 [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: <https://www.orthopedicandlaserspinesurgery.com>
- [29] PETROVICKÝ, Pavel. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi*. Martin: Osveta, c2001. ISBN 80-8063-045-3.

- [30] RHO, J.Y., HOBATHO, M.C., and ASHMAN, R.B. Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 17, No. 5 (1995) 347-355
- [31] Shefelbine, S.J., Simon, U., Claes, L., Gold, A., Gabet, Y., Bab, I., Müller, R., (...), Augat, P. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. *Bone*. 36(3), 480-488. DOI: 10.1016/j.bone.2004.11.007.
- [32] SHUANG, Li, Sun GUI-XIN a Chang SHI-MIN. Simulated postoperative weight-bearing after fixation of a severe osteoporotic intertrochanteric fracture. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*. 2017, 10(5). DOI: 8438-8448.
- [33] SUZUKI, N., AOKI, K., MARCIÁN, P., BORÁK, L., WAKABAYASHI, N. A threshold of mechanical strain intensity for the direct activation of osteoblast function exists in a murine maxilla loading model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2016, 15(5), 1091-1100. ISSN: 1617-7959.
- [34] *Shutterstock* [online]. 2019 [cit. 2019-04-16].
Dostupné z: <https://www.shutterstock.com>
- [35] SOBOTTA, Johannes. *Atlas of human anatomy*. München, 1975.
- [36] SRIRANGAM, Kumaresan, Yoganandan NARAYAN a Frank A. PINTAR. Finite element analysis of the cervical spine: A material property sensitivity study. *Clinical Biomechanics*. 1999, 14(1), 41-53.
- [37] TOŠOVSKÝ, J. *Zjišťování mechanických vlastností páteřního pruku s aplikovaným fixátorem*. 2007. Disertační práce. Ústav mechaniky těles, FSI VUT Brno.
- [38] *VENTROFIX:DePuySynthes* [online]. 2016 [cit. 2019-04-14].
Dostupné z: <https://www.depuysynthes.com>
- [39] WU, N., B. PEI, W. WANG, C KONG a Z SHI. Modal Analysis of the Whole Lumbar Spine after Posterior Lumbar Interbody Fusion. *Journal of Medical Biomechanics*. 2018, 33(4), 320-325. DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.04.005.
- [40] XU, Ming, James YANG, Isador LIEBERMAN a Ram HADDAS. Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw–bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical alignment: A finite element study. *Medical Engineering & Physics*. 2019, (63), 26-32. ISSN 1350-4533.
- [41] WANG, Kuan, Chenghua JIANG, Lejun WANG, Huihao WANG a Wenxin NIU. The biomechanical influence of anterior vertebral body osteophytes on the lumbar spine: A finite element study. *The Spine Journal*. 2018, (18), 2288-2296. ISSN 1529-9430.

14. Seznam použitých zkratek a symbolů

CT	Výpočtová tomografie
HMH	Huber-Mises-Hencky
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
FSI	Fakulta strojního inženýrství
MKP	Metoda konečných prvků
MRI	Magnetická rezonance
RAM	Paměť s přímým přístupem
RTG	Rentgenové záření
VUT	Vysoké učení technické
ε_{el}	Elastické přetvoření [-]
CT_a	CT číslo vzduchu [-]
CT_w	CT číslo vody [-]
E	Youngův modul pružnosti [MPa]
\vec{g}	Gravitační zrychlení [ms^{-2}]
k	Tuhost pružiny [$\frac{\text{N}}{\text{mm}}$]
μ	Poissonovo číslo [-]
ρ	Hustota [$\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$]